

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra aplikované mechaniky

Biomechanika – Stochastické zatěžování člověka

Biomechanics – Stochastic Loading of a Human

Student: Daniel Čepica

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.

Ostrava 2019

Zadání bakalářské práce

Student:

Daniel Čepica

Studijní program:

B2341 Strojírenství

Studijní obor:

3901R003 Aplikovaná mechanika

Téma:

Biomechanika - Stochastické zatěžování člověka
Biomechanics -Stochastic Loading of a Human

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Proved'te rešerši řešení problematiky biomechanického zatěžování člověka.
2. Sestavte jednoduchý model zatěžování sedícího člověka.
3. Na tomto jednoduchém modelu proved'te stochastický výpočet, kde vstupní parametry jsou dané náhodnými antropometrickými charakteristikami člověka.
4. Pro stochastické řešení využijte např. metodu Monte Carlo.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] Frydryšek, K. Úvod do biomechaniky 1, skriptum, FMT VŠB - Technická univerzita Ostrava, ISBN 978-80-248-4172-4, 2018, pp. 1-159.
- [2] Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J. Occupational Biomechanics, 4th edition, ISBN 978-0-471-72343-1, John Wiley & Sons, USA, 2006, pp. 1-360.
- [3] Frydryšek, K. Pravděpodobnostní výpočty v mechanice 1, skriptum, Katedra pružnosti a pevnosti, Fakulta strojní, VŠB-TU Ostrava, ISBN 978-80-248-2314-0, Ostrava, 2010, pp.149.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Karel Frydryšek, Ph.D.**

Datum zadání: 21.12.2018

Datum odevzdání: 20.05.2019


Ing. Martin Fusek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 20.5.2019


.....
podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem si vědom, že na tuto moji závěrečnou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. Zákon o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (dále jen Autorský zákon), zejména § 35 (Užití díla v rámci občanských či náboženských obřadů nebo v rámci úředních akcí pořádaných orgány veřejné správy, v rámci školních představení a užití díla školního) a § 60 (Školní dílo),

- беру на вѣдомі, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo užít tuto závěrečnou bakalářskou práci nekomerčně ke své vnitřní potřebě (§ 35 odst. 3 Autorského zákona),

- bude-li požadováno, jeden výtisk této bakalářské práce bude uložen u vedoucího práce,

- s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 Autorského zákona,

- užít toto své dílo, nebo poskytnout licenci k jejímu využití, mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše),

- беру на вѣдомі, že – podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů – že tato bakalářská práce bude před obhajobou zveřejněna na pracovišti vedoucího práce, a v elektronické podobě uložena a po obhajobě zveřejněna v Ústřední knihovně VŠB-TUO, a to bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě 20.5.2019


.....
podpis

Jméno a příjmení autora práce: Daniel Čepica

Adresa trvalého pobytu autora práce: Květná 1829/24. Bruntál, 792 01

Poděkování

Rád bych poděkoval doc. Ing. Karlovi Frydryškovi, Ph.D. za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování bakalářské práce.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

ČEPICA, Daniel. *Biomechanika – Stochastické zatěžování člověka: bakalářská práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky, 2019, 55 s. Vedoucí práce: Karel FRYDRÝŠEK.

Bakalářská práce se zabývá sestavením a řešením stochastického modelu zatížení člověka. První část práce je zaměřena na segmentační rozdělení člověka a charakteristické vlastnosti segmentů. Pomocí těchto znalostí jsou určeny potřebné parametry na zvoleném příkladu jednoduchého modelu sedícího člověka. Na tělo působí primárně vlastní tíhy jednotlivých částí těla – segmentů. Reakční síly, působící na křeslo a tělo, a vnitřní statické účinky (normálové, posuvné síly a ohybové momenty) jsou spočítány analyticky. Předpisy těchto sil a momentů jsou základ pro stochastický (pravděpodobnostní) výpočet (metoda Monte Carlo, software Anthill), kde vstupní hodnoty jsou dány reálnými antropometrickými parametry člověka.

Klíčová slova

antropometrie; biomechanika; metoda Monte Carlo; pravděpodobnost; segment; sedící člověk; stochastické zatížení člověka

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

ČEPICA, Daniel. *Biomechanics – Stochastic Loading of a Human: Bachelor Thesis*. Ostrava: VŠB – Technical university of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Applied Mechanics, 2019, 55 p. Bachelor Thesis. Thesis head: Karel FRYDRÝŠEK

This bachelor thesis is dealing with creating and solving a stochastic model of loading of a human. The first part of the thesis is focused on the segmentation distribution of a human and characteristic traits of segments. Needed parameters for a chosen example of a simple model of a sitting man are determined using that knowledge. Primary forces acting on a body are the own weights of body parts – segments. Reaction forces acting on a chair and body and the internal loads (normal, shear forces and bending moments) are calculated analytically. The formulae of the forces and moments are the base for stochastic (probabilistic) calculation (Monte Carlo Method, software Anthill), where the input values are given by real anthropometric parameters of human.

Key words

anthropometry; biomechanics; Monte Carlo Method; probability; segment; sitting man; stochastic loading of a human

Obsah

Seznam použitých symbolů	8
Úvod	10
1 Segmentační rozdělení těla	11
1.1 Hmotnost segmentů	12
1.2 Délka segmentů	13
1.3 Těžiště segmentů	14
1.4 Moment setrvačnosti segmentů	16
1.4.1 Moment setrvačnosti tělesa	16
1.4.2 Moment setrvačnosti segmentu lidského těla	16
1.5 Člověk jako mechanismus	18
1.5.1 Kinematická dvojice	18
1.5.2 Kinematický řetězec	21
1.5.3 Zatížení segmentů	22
2 Zatížení člověka v sedící poloze	23
2.1 Rovnováha sil a momentů	23
2.2 Model sedícího člověka	24
2.2.1 Prutová soustava – vysvětlení ekvivalentního zatížení	24
2.3 Výpočet reakcí a vnitřních statických účinků – deterministický výpočet	25
2.3.1 Výpočet reakcí a normálových sil – styčnickové zatížení	27
2.3.2 Výpočet vnitřních statických účinků – mimostyčnickové zatížení	32
2.3.2.1 Výpočet vnitřních ohybových momentů	33
2.3.2.2 Výpočet normálových a posouvajících sil	36
2.4 Porovnání prutového a nosníkového modelu	39
3 Stochastický výpočet modelu sedícího člověka (vstupní hodnoty jsou náhodné)	41
3.1 Vstupní hodnoty	42
3.2 Výstupní hodnoty	45
3.3 Průběh sil	49
4 Poznatky pro budoucí řešení a aplikace modelu	51
Závěr	53
Použité zdroje	54

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu
A	1	Matice soustavy
A_1, A_2	1	Submatice matice A
a	m	Vzdálenost rovnoběžné osy od osy těžiště
a_i	m	Vzdálenost rovnoběžné osy segmentu od osy těžiště člověka
a	m	Vzdálenost síly od styčnicku
B_0	kg	Regresní koeficient
B_1	1	Regresní koeficient
B_2	kg/m	Regresní koeficient
b	N	Sloupcová matice reakcí a normálových sil
b	m	Vzdálenost síly od styčnicku
C_0	kg · m ²	Regresní koeficient
C_1	m ²	Regresní koeficient
C_2	kg · m	Regresní koeficient
F, F_L, F_R, F_{n1} až F_{n3}	N	Síla
\bar{F}	N	Vektor síly
F_{xi}	N	Síly ve směru osy X
F_{yi}	N	Síly ve směru osy Y
g	m/s ²	Tíhové zrychlení
G_i	N	Tíhová síla
G_{iR}, G_{iL}	N	Tíhová síla rozložená do styčnicků
h	m	Tělesná výška člověka
I	kg · m ²	Celkový moment setrvačnosti
I_T	kg · m ²	Moment setrvačnosti
I_{Tsi}	kg · m ²	Moment setrvačnosti segmentu
i	1	Počet mechanických stupňů volnosti
i	1	Index segmentu
L_i	m	Délka segmentu
M, M_O	N·m	Ohybový moment
\bar{M}	N·m	Vektor momentu
$M_{i(z1)}$ až $M_{i(z8)}$	N·m	Vnitřní ohybový moment
M_{OMAXi}	N·m	Maximální vnitřní ohyb. moment segmentu
m	kg	Hmotnost tělesa nebo člověka
m_i	kg	Dílcí hmotnost segmentu těla člověka

$N_i, N_{i(z1)} \text{ až } N_{i(z8)}$	N	Vnitřní normálová síla
N_{MAXi}	N	Maximální vnitřní normálová síla v segmentu
n	1	Počet odebraných mechanických stupňů volnosti vazbami
n_R	1	Počet reakcí v uložení
n_s	1	Relativní hmotnost segmentu
p	1	Počet podpor
$R_{x1}, R_{y1} \text{ až } R_5$	N	Reakce v uložení
r	m	Vzdálenost bodu od osy otáčení
s	1	Počet styčníků v prutové konstrukci
$T_{i(z1)} \text{ až } T_{i(z8)}$	N	Vnitřní posouvající síla
T_{MAXi}	N	Maximální vnitřní posouvající síla v segmentu
V	m^3	Objem
x	N	Sloupcová matice vnějších sil
x_T	m	Souřadnice těžiště v ose X
y_T	m	Souřadnice těžiště v ose Y
$z_1 \text{ až } z_8$	m	Délka úseku
z_T	m	Souřadnice těžiště v ose Z
α	°	Sklon bérce člověka
β	°	Sklon stehna člověka
γ	°	Sklon spodní části trupu člověka
δ	°	Sklon horní části trupu člověka
Δ_i	%	Procentuální chyba normálových sil u prutového a nosníkového modelu
ρ	$kg \cdot m^{-3}$	Hustota

Úvod

Známým faktem je, že lidé tráví sezením podstatnou část života. Sedící pozice může být příčinou bolesti v různých oblastech těla a špatné sezení může způsobit/ovlivnit různé deformity nebo nemoci páteře, opěrného aparátu aj. Tato práce se z těchto důvodů zabývá zatěžováním člověka v sedící poloze.

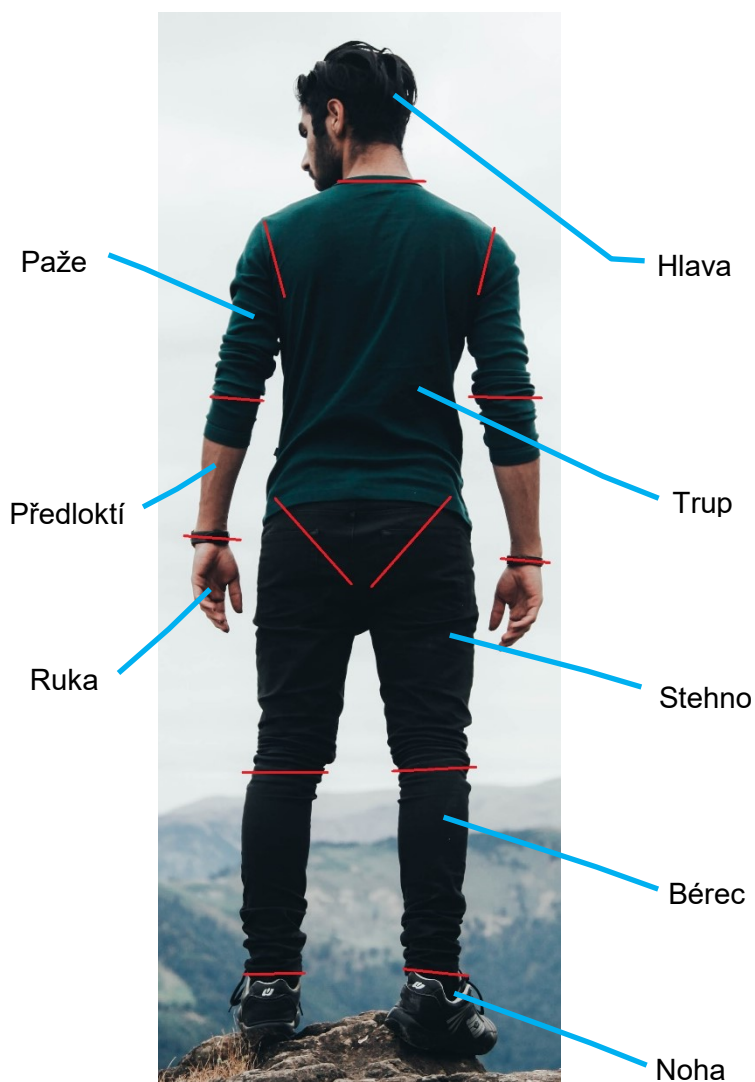
Pro statickou analýzu je vytvořen jednoduchý rovinný model člověka. K určení potřebných parametrů tohoto modelu je pro výpočet nutné znát segmentační rozdělení člověka a charakteristické rysy segmentů.

Pro stochastický výpočet jsou použity reálné variabilní antropometrické parametry člověka a další variabilní parametry (tvar křesla, poloha při sezení a pozice na Zemi) byly zvoleny. Tento výpočet je proveden pomocí přímé metody Monte Carlo a respektuje reálnou náhodnost přírody a techniky.

1 Segmentační rozdělení těla

Z pohledu mechaniky můžeme rozdělit tělo, obecně i těleso, na části – segmenty, viz obr. 1.1. jež jsou relativně samostatně pohyblivé. Jednotlivé segmenty jsou vazebně spojeny, čímž umožňují obecně složitý pohyb člověka. Při analýze pohybu je potřeba znát jak pohyb nebo silové účinky v celkovém těžišti, tak v těžištích segmentů. Obecně, segment může být dlouhá kost, více kostí, nebo např. část či celá končetina, hlava atp. V této práci je segment definován jako komplexní část lidského těla.

Při prvotních výpočtech se segmenty nahrazují ideálně tuhými tělesy (komolými kužely, válcem, ...). Segment je charakterizován např. relativní hmotností a jejím rozložením, tvarem a vzájemnou vazbou s dalšími segmenty nebo dalšími tělesy (např. interakce s podlahou, židlí anebo jiným člověkem, zvířetem atd.). Každý segment v daném okamžiku ovlivňuje pohyb svými mechanickými vlastnostmi – rozměry, hmotností, těžištěm, momentem setrvačnosti atd.



Obr. 1.1 Segmenty těla – tělo rozděleno na $i = 14$ segmentů, upraveno autorem [14]

1.1 Hmotnost segmentů

Hmotnost jednotlivých segmentů závisí primárně na celkové hmotnosti a výšce člověka a je možno ji zjistit několika způsoby.

Méně přesný způsob, protože se výsledky různých autorů liší (Sušanka, Caluser, Plagenhoef, de Leva atd.), ale nejjednodušší, je procentuální rozdělení celkové hmotnosti (jednoparametrický model), viz tab. 1.1 a rovnice (1.1).

Výpočet hmotnosti m_i [kg] segmentů podle procentuálního rozdělení.

$$m_i = m \cdot \frac{n_s}{100}, \quad (1.1)$$

kde m [kg] – celková hmotnost, n_s [%] – relativní hmotnost segmentu, i [1] – index segmentu.

Tab. 1.1 Relativní hmotnost segmentů

Segment		Hmotnost n_s [%]		
		Sušanka (1980)	Caluser (1969)	Variační rozpětí u publikovaných údajů
Hlava		7.4	7.3	5.68 až 8.86
Trup		44.8	50.7	40.28 až 50.7
Horní končetina	Paže	2.9	2.6	2.59 až 3.39
	Předloktí	1.7	1.6	1.53 až 2.28
	Ruka	0.7	0.7	0.54 až 1
Dolní končetina	Stehno	12.4	10.3	9.7 až 14.73
	Bérec	4.6	4.3	3.99 až 5.3
	Noha	1.6	1.5	1.14 až 2.1

S přesnějším způsobem stanovení hmotnosti přišli v roce 1979 Zaciorskij a Selujanov, kteří pomocí experimentu vypočetli koeficienty pro každý segment (tab. 1.2 a rovnice (1.2)).

$$m_i = B_0 + B_1 \cdot m + B_2 \cdot h, \quad (1.2)$$

kde h [m] je celková výška člověka, B_0 [kg], B_1 [1] a B_2 [kg/m] – regresní koeficienty.

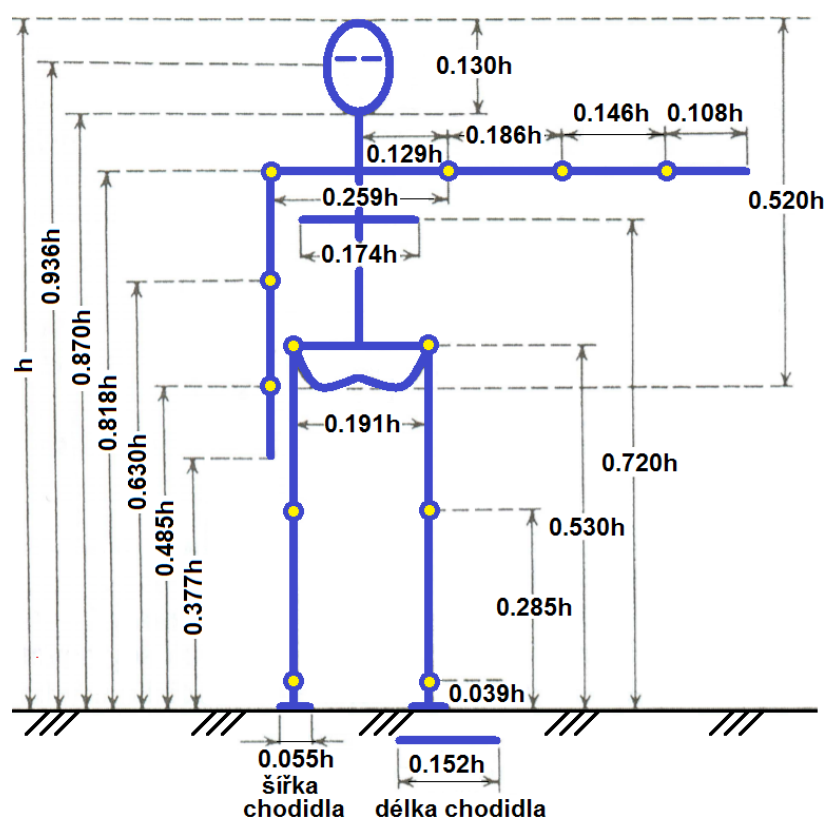
Ačkoliv je tento způsob přesnější, vychází z experimentů a jeho zobecnění je určeno s jistou pravděpodobností – věda doposud nezná jiný přístup než statistický a pravděpodobnostní při zpracování reálné variability přírody – příroda je stochastická (náhodná). Pokud vyžadujeme přesnější hodnoty, můžeme použít jiné antropometrické postupy (např. vážení pod vodou, CT aj.).

Tab. 1.2 Koeficienty pro jednotlivé segmenty (Zaciorskij, Selujanov)

Segment	B_0 [kg]	B_1 [1]	B_2 [kg/m]
Hlava	1.296	0.0171	1.43
Trup – horní část	8.2144	0.1862	-5.84
Trup – střední část	7.181	0.2234	-6.63
Trup – dolní část	-7.498	0.0976	4.896
Stehno	-2.649	0.1463	1.37
Bérec	-1.592	0.03616	1.21
Noha	-0.829	0.0077	0.73
Nadloktí	0.25	0.03013	-0.27
Předloktí	0.3185	0.01445	-0.114
ruka	-0.1165	0.0036	0.175

1.2 Délka segmentů

Orientační délka segmentů je určena relativně v závislosti na celkové výšce, viz obr. 1.2. Zde se výsledky různých autorů také liší. Pokud potřebujeme znát délky segmentů na určitém jedinci, je lepší tyto délky změřit.



Obr. 1.2 Délka segmentů v závislosti na celkové tělesné výšce h [3]

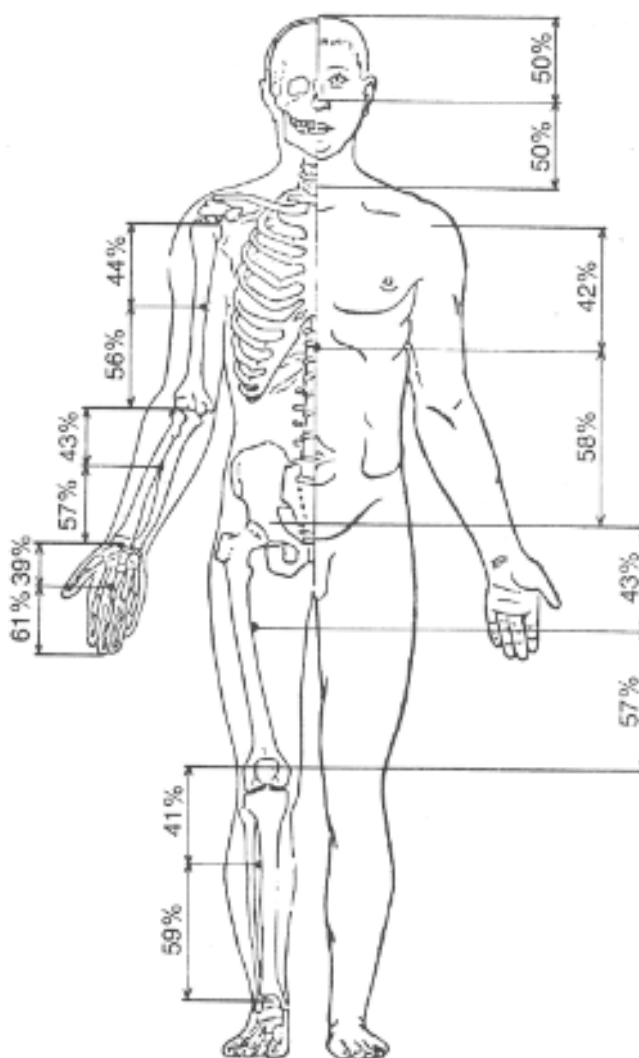
1.3 Těžiště segmentů

Obecně lze těžiště tělesa určit graficky, což je náročné a méně přesné, nebo výpočtem (rovnice (1.3)).

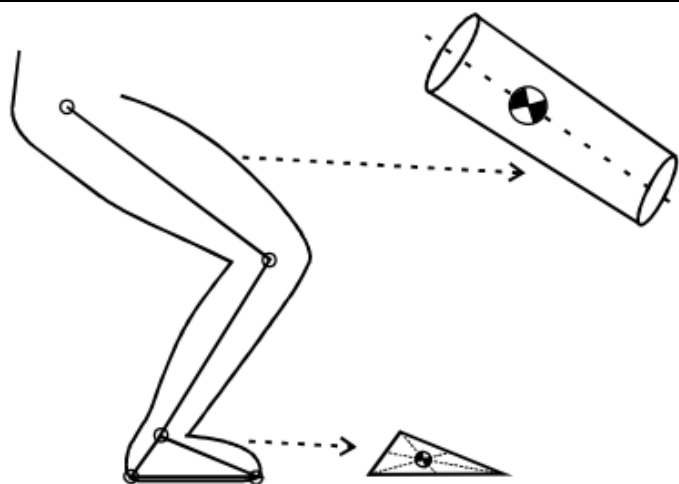
$$x_T = \int_m dm, \quad (1.3)$$

kde x_T [m] – souřadnice těžiště v ose X, m [kg] – hmotnost tělesa, $dm = \rho \cdot dV$ [kg] – diferenciál hmotnosti, ρ [kg · m⁻³] – hustota, dV [m³] – diferenciál objemu.

Těžiště jednotlivých segmentů (obr. 1.3 a 1.4) bylo určeno experimentálně, proto i zde je určeno s jistou pravděpodobností.

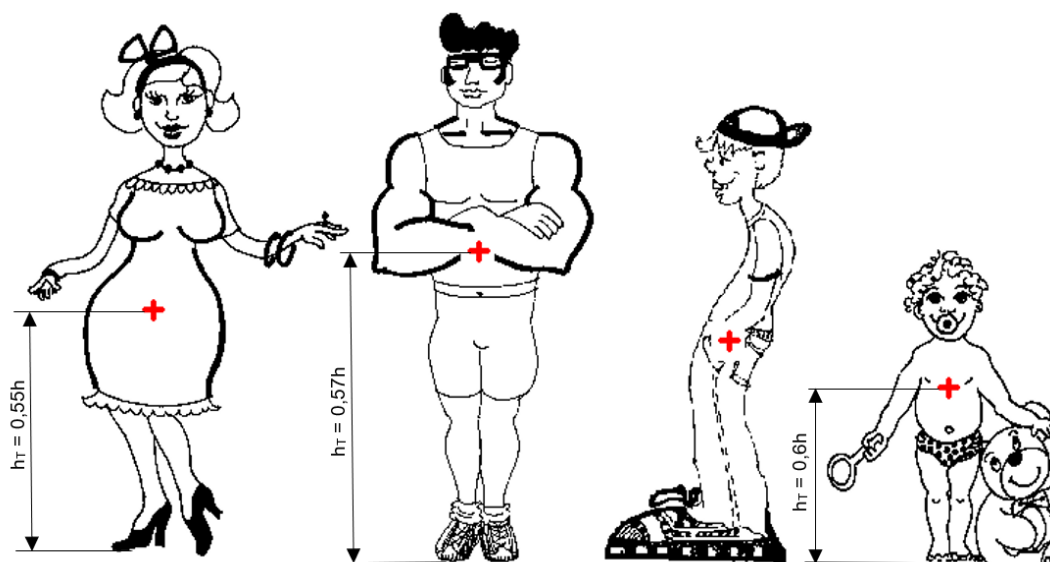


Obr. 1.3 Těžiště segmentů [6]



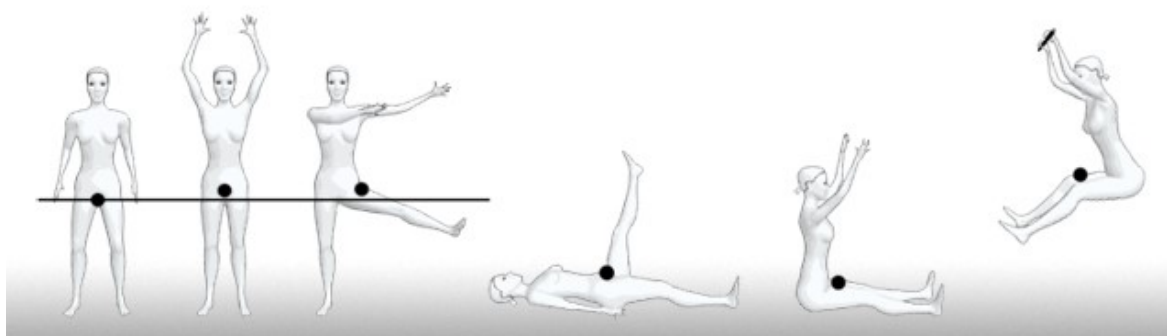
Obr. 1.4 Stanovení těžiště stehna a nohy [6]

Celkové těžiště člověka je různé a závisí na tvaru a pozici těla, viz obr. 1.5 a 1.6.



Význam celkového těžiště těla: myšlený bod, do něž umísťujeme tíhovou sílu. Je důležitý zejména tam, kde zjednodušíme mechanickou analýzu pohybu na pohyb hmotného bodu. V tzv. základním anatomickém postoji (stoj spatný, paže podél těla, dlaně vpřed) se celkové těžiště těla nachází přibližně ve výši 2. křížového obratle, u žen je to asi o 1 – 2 % níže než u mužů (rozdílné rozměry pánve). V průběhu ontogenetického vývoje (do dospělosti) se těžiště posouvá níže (kojenci a batolata = větší hlava v porovnání s trupem a končetinami)

Obr. 1.5 Celkové těžiště člověka ve vzpřímené poloze [2]



Obr. 1.6 Celkové těžiště při různých polohách [21]

1.4 Moment setrvačnosti segmentů

Moment setrvačnosti je nezbytný k popsání rotačního, respektive obecného pohybu. Závisí na tom, zda osa rotace prochází těžištěm tělesa. Pokud neprochází, využívá se Steinerovy věty.

1.4.1 Moment setrvačnosti tělesa

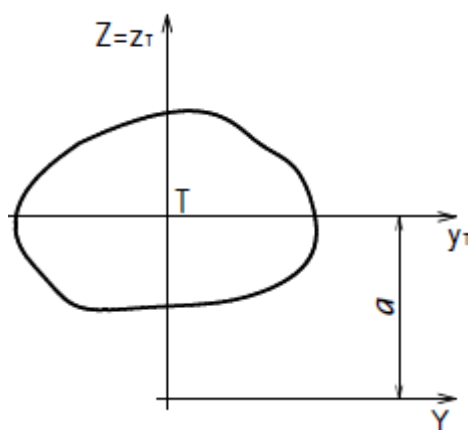
Moment setrvačnosti, když osa otáčení prochází těžištěm tělesa.

$$I_T = \int_m r^2 dm. \quad (1.4)$$

Moment setrvačnosti pro osu, která neprochází těžištěm (Steinerova věta), viz obr. 1.7.

$$I = I_T + m \cdot a^2, \quad (1.5)$$

kde I_T [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$] – moment setrvačnosti, I [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$] – celkový moment setrvačnosti, r [m] – vzdálenost bodu od osy otáčení, a [m] – vzdálenost rovnoběžné osy od osy těžiště,



Obr. 1.7 Steinerova věta

1.4.2 Moment setrvačnosti segmentu lidského těla

Momenty setrvačnosti segmentů k jednotlivým osám, viz obr. 1.8. jsou stanoveny např. pomocí experimentu Zaciorského a Selujanova:

$$I_{Tsi} = C_0 + C_1 \cdot m + C_2 \cdot h, \quad (1.6)$$

kde I_{Tsi} [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$] – moment setrvačnosti segmentu, C_0 [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$], C_1 [m^2], C_2 [$\text{kg} \cdot \text{m}$] – regresní koeficienty, viz Tab. 1.3 až 1.5. h [m] – celková výška člověka.

Tab. 1.3 Koeficienty pro výpočet momentu setrvačnosti segmentů – mediánní (sagitální) osa

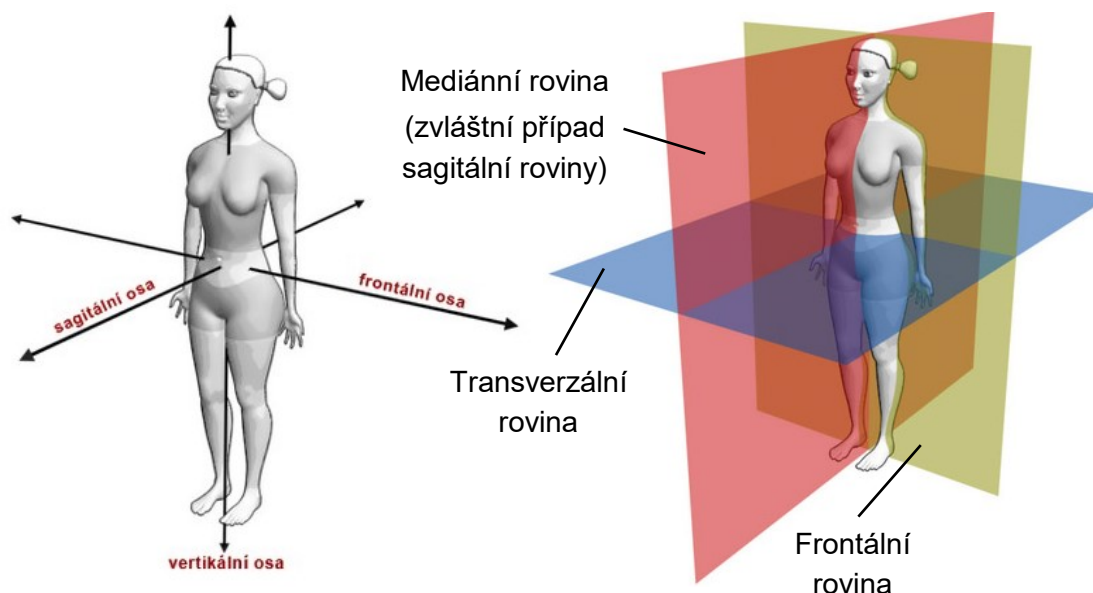
Segment	$C_0 [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$	$C_1 [\text{m}^2]$	$C_2 [\text{kg} \cdot \text{m}]$
Hlava	0.0078	0.0001171	0.01519
Trup – horní část	0.00812	0.003673	-0.0597
Trup – střední část	0.00185	0.00388	-0.01287
Trup – spodní část	0.1568	0.0012	0.07741
Stehno	-0.3557	0.00317	0.01861
Bérec	-0.1105	0.000459	0.0663
Noha	-0.01	0.000048	0.00626
Nadloktí	-0.02507	0.000156	0.01512
Předloktí	-0.0064	0.000095	0.0034
ruka	-0.00195	0.000017	0.00116

Tab. 1.4 Koeficienty pro výpočet momentu setrvačnosti segmentů – frontální osa

Segment	$C_0 [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$	$C_1 [\text{m}^2]$	$C_2 [\text{kg} \cdot \text{m}]$
Hlava	-0.0112	0.000143	0.0173
Trup – horní část	0.0367	0.00183	-0.0573
Trup – střední část	0.00263	0.00267	-0.08
Trup – spodní část	0.0934	0.00118	0.0344
Stehno	-0.3690	0.003202	0.1924
Bérec	-0.1152	0.0004594	0.06815
Noha	-0.009709	0.0000414	0.00614
Nadloktí	-0.0232	0.0001526	0.01343
Předloktí	-0.00679	0.0000855	0.00376
ruka	-0.001369	0.0000088	0.00092

Tab. 1.5 Koeficienty pro výpočet momentu setrvačnosti segmentů – transversální osa

Segment	$C_0 [\text{kg} \cdot \text{m}^2]$	$C_1 [\text{m}^2]$	$C_2 [\text{kg} \cdot \text{m}]$
Hlava	0.00616	0.000172	0.000814
Trup – horní část	0.0561	0.003603	-0.0998
Trup – střední část	0.1501	0.004314	-0.198
Trup – spodní část	-0.0775	0.00147	0.01685
Stehno	-0.00135	0.00113	-0.0228
Bérec	-0.00705	0.0001134	0.003
Noha	-0.001548	0.0000144	0.00088
Nadloktí	-0.00169	0.0000662	0.000435
Předloktí	0.000566	0.0000306	-0.00088
ruka	-0.000626	0.00000762	0.000347

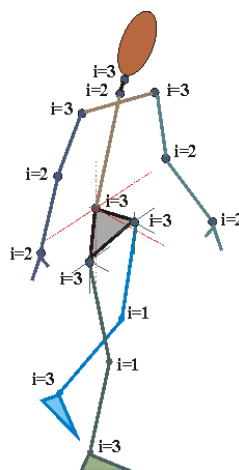


Obr. 1.8 Osy a roviny procházející těžištěm člověka [21], upraveno autorem

Pozn.: Sagitální roviny jsou všechny roviny rovnoběžné s mediánní rovinou (obr. 1.8).

1.5 Člověk jako mechanismus

Pro jednodušší biomechanickou analýzu se lidské tělo, obdobně i zvířata, obvykle nahrazuje mechanismem (modelem), viz obr. 1.9, který se skládá z tuhých členů (náhrada segmentů), mezi nimiž je vazba (biomechanická dvojice). Několik propojených biokinematických dvojic tvoří biokinematický řetězec, podobně jako v běžné mechanice.



Obr. 1.9 Tělo jako jednoduchý model [2]

1.5.1 Kinematická dvojice

Dle statiky má těleso 3 stupně volnosti v rovině a 6 stupňů volnosti v prostoru. K zamezení pohybu a rotace se využívají vazby. Dvě spojená tělesa tvoří kinematickou dvojici. Reakce ve vazbách jsou síly a silové dvojice (momenty) – jejich počet odpovídá stupňům volnosti odebraných danou vazbou.

Počet stupňů volnosti tělesa v rovině.

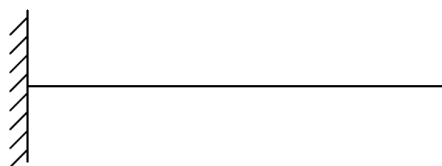
$$i = 3 - n \quad (1.7)$$

Počet stupňů volnosti tělesa v prostoru.

$$i = 6 - n \quad (1.8)$$

Kde i [1] – počet stupňů volnosti, n [1] – počet odebraných stupňů volnosti vazbami.

Příklad vazby, která odebírá všechny stupně volnosti, je na obr. 1.10 – vetknutý nosník.

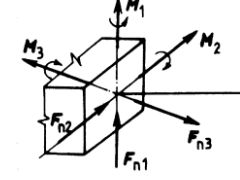
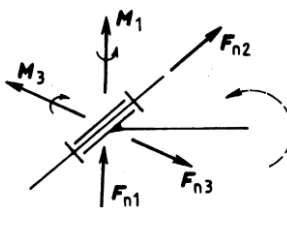

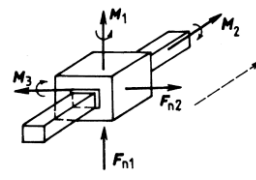
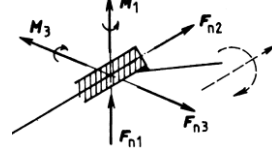
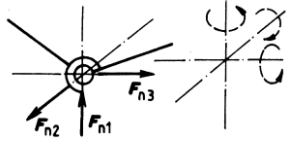
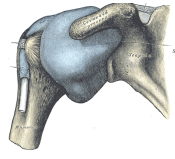
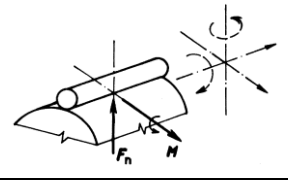
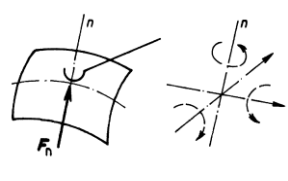
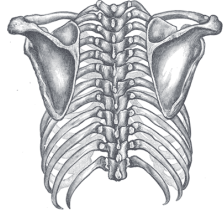


Obr. 1.10 Vetknutí nosníku ($i = 0$)

Podle uvedené rovnice (1.8) se kinematické dvojice dělí na třídy. Třída odpovídá odebraným stupňům volnosti, např. dvojice s jedním stupněm volnosti je 5. třídy, se dvěma stupni volnosti je 4. třídy.

U člověka je biokinematická dvojice vazba mezi dvěma sousedními segmenty (obvykle kloub), která charakterizuje jejich vzájemnou pohyblivost.

Tab. 1.6 Vazby v prostoru – výběr

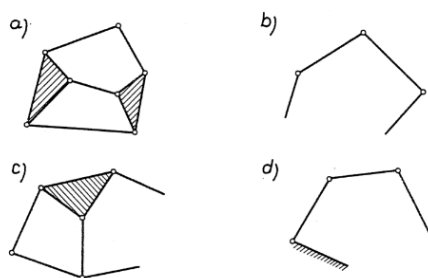
Název	i	Třída	Zbylé stupně volnosti	Uvolnění vazby [9]	Příklad
Vetknutí	0	6	0		—
Rotační	1	5	1 rotace		 Loketní kloub [11]
Posuvná	1	5	1 posuv		—
Šroubová	1	5	1 rotace a závislý posuv		—
Sférická	3	3	3 rotace		 Ramenní kloub [16]
Válcová	4	2	2 rotace, 2 posuvy		—
Obecná	5	1	2 posuvy, 3 rotace		 Spojení lopatky s hrudníkem [12]

Pozn.: Je možné, že vazby bez uvedeného příkladu (poslední sloupec tab. 1.6) v lidském těle existují, ale nejsou zde uvedeny. Poškozený kloub či zlomenina kosti mohou zastávat „funkci“ kterékoliv vazby.

1.5.2 Kinematický řetězec

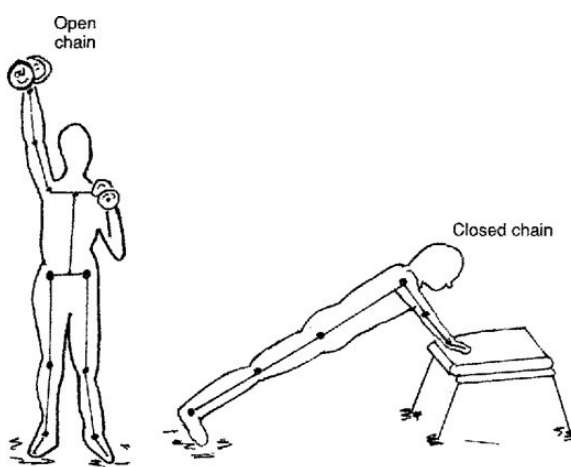
Více kinematických dvojic tvoří kinematický řetězec. Podle uspořádání mohou být:

- Otevřené, uzavřené – V uzavřeném kinematickém řetězci je každý člen alespoň ve dvou kinematických dvojicích (1.11a). Pro tento řetězec je příznačné, že je tvořen uzavřenými mnohoúhelníky – kinematickou smyčkou. Pokud je nějaký člen součástí pouze jedné kinematické dvojice, jde o otevřený řetězec (1.11b).
- Jednoduché, složené – Jednoduché řetězce mají členy s maximálně dvěma kinematickými dvojicemi (1.11b), složené s více než dvěma (1.11a, 1.11c).
- Volné, vázané – Řetězec nespojený s rámem je volný, jinak se jedná o vázaný.
- Rovinné, prostorové – Záleží na trajektorii bodu kinematické dvojice.



Obr. 1.11 Kinematické řetězce [15]

Kinematický řetězec je u člověka závislý na pohybu, v každé poloze je jiný, viz obr. 1.12. Příkladem jednoduchého biokinematického řetězce je samostatná končetina, složený může být torzo.



Obr. 1.12 Otevřený a uzavřený biokinematický řetězec [8]

U otevřeného biokinematického řetězce je na jednom konci možný volný pohyb (není zde kinematická smyčka). Uzavřený není ani na jednom konci volný.

1.5.3 Zatížení segmentů

Segmenty mohou být zatíženy tahem, tlakem, ohybem, krutem nebo cyklickým namáháním. Obvykle dochází ke kombinovanému zatížení, které způsobuje deformaci, jež může být elastická – po odstranění zatížení se segment vrátí do původního stavu, nebo nevratná deformace segmentu (úraz).

Zatížení člověka se zkoumá např. kvůli léčbě kloubů, výzkumu implantátů, sportu (výuka správného pohybu), rehabilitaci atd.

2 Zatížení člověka v sedící poloze

Uvažuje se případ, kdy na člověka nepůsobí žádné síly – člověk je zatížen vlastní tíhou segmentů, viz obr. 2.1.



Obr. 2.1 Sedící člověk s bolestí zad [13]

2.1 Rovnováha sil a momentů

Obečně při sezení na člověka působí pouze tíha jednotlivých segmentů, reakční a dynamické síly. Cílem zadané úlohy je statická analýza, proto se dynamické síly neuvažují. Nicméně, zavedením dynamického součinitele (navýšení zatížení) lze jednoduše respektovat vliv dynamiky.

Pro výpočet je nutné odstranit vazby uvolněním. Z třetího Newtonova zákona mechaniky víme, že dvě tělesa na sebe působí stejně velkými silami opačného směru (zákon akce a reakce). Proto lze u tělesa pomyslně odstranit vazby a nahradit je reakčními silami. Vzniklá soustava sil působící na těleso je pak v rovnováze (výsledný silový i momentový účinek je tedy nulový, viz rovnice (2.1) a (2.2)). Reakce se zavedou podle toho, jak vazby odebírají mechanické stupně volnosti. V rovině jsou tři rovnice rovnováhy (2 silové a 1 momentová), v prostoru šest (3 silové a 3 momentové).

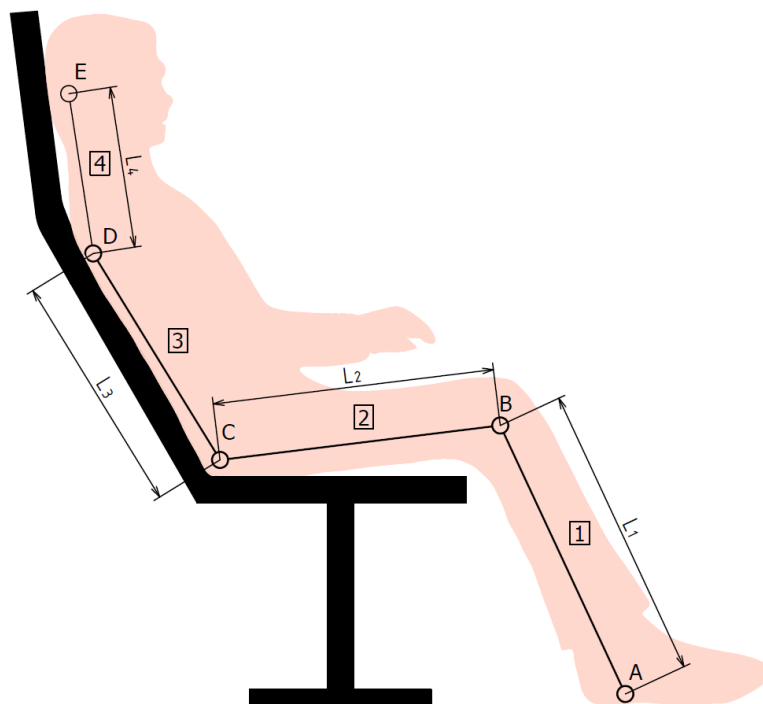
$$\sum \vec{F} = 0, \quad (2.1)$$

$$\sum \vec{M} = 0, \quad (2.2)$$

kde \vec{F} [N] – výsledný vektor síly, \vec{M} [N·m] – výsledný vektor momentu.

2.2 Model sedícího člověka

Pro výpočet byl zvolen obecný tvar křesla, který dovoluje opření hlavy, viz obr. 2.2. Postup výpočtu tohoto jednoduchého 2D modelu je stejný jako u prutové soustavy v technické mechanice.

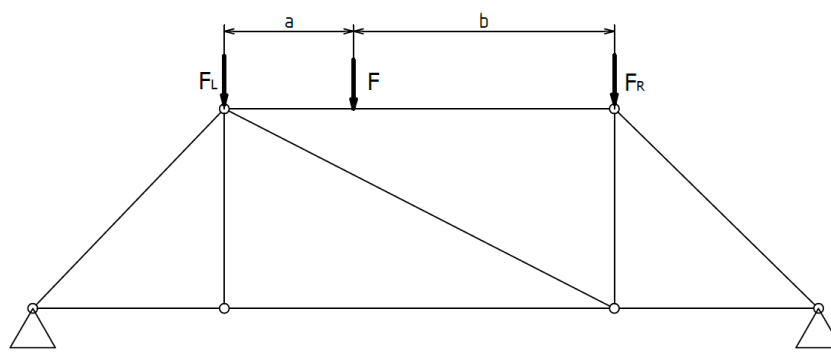


Obr. 2.2 Znárodný výpočtový model v modelu sedícího člověka

2.2.1 Prutová soustava – vysvětlení ekvivalentního zatížení

Při jednoduchém výpočtu prutové soustavy se předpokládají jistá zjednodušení – pouze přímé ideálně tuhé pruty, jejich vzájemné spojení je kloubové, zatížení je ve styčnících (styčník je ideální kloub, kterým jsou pruty spojeny) a pruty přenášejí pouze normálové síly.

Pokud je soustava zatížena mimo styčník, musí se síla ekvivalentně rozložit do styčníků, viz obr. 2.3 a rovnice (2.3) a (2.4). Pruty zatížené mimostyčně jsou přídavně zatíženy vnitřními posouvajícími silami a momenty.



Obr. 2.3 Prutová soustava – ekvivalentní rozložení mimostyčného zatížení

Výpočet ekvivalentního zatížení podle obr. 2.3.

$$F = F_L + F_R, \quad (2.3)$$

$$F \cdot a = F_R \cdot (a + b) \rightarrow F_R = \frac{F \cdot a}{a + b}, \quad (2.4)$$

$$F \cdot b = F_L \cdot (a + b) \rightarrow F_L = \frac{F \cdot b}{a + b},$$

kde F [N] – celková síla, která se dělí na síly levou F_L [N] a pravou F_R [N], viz obr. 2.3.

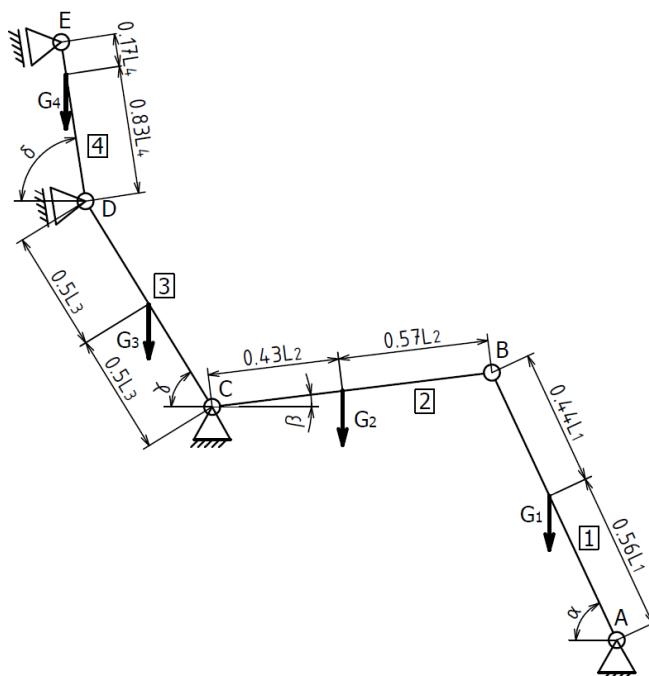
Určení vnitřní statické určitosti prutové soustavy.

$$i = 2 \cdot s - p - n_R, \quad (2.5)$$

kde s [1] – počet styčnicků, p [1] – počet prutů, n_R [1] – počet reakčních sil.

2.3 Výpočet reakcí a vnitřních statických účinků – deterministický výpočet

Výpočtový model se čtyřmi segmenty značenými 1 až 4 a klouby (styčníky) značenými A až E je na obr. 2.4. Uvolněný model je na obr. 2.5. Těžiště a hmotnosti segmentů jsou určena přibližně za pomoci obr. 1.3 a tab. 1.1. Uvažuje se, že tíha je soustředěna v těžištích jednotlivých segmentů, protože by bylo příliš komplikované určit funkci, která by přesně popisovala rozložení hmotnosti po celé délce segmentu.



Obr. 2.4 Výpočtový model

Vnitřní statická určitost soustavy:

$$i = 2 \cdot s - p - n_R = 2 \cdot 5 - 4 - 6 = 0$$

Soustava je vnitřně staticky určitá.

Zvolené hodnoty (viz obr. 2.4):

Tabulka 2.1 Zvolené parametry modelu sedícího člověka

Název veličiny	Symbol	Hodnota
Hmotnost člověka [kg]	m	80
Výška člověka [m]	h	1.8
Sklon bérce [°]	α	80
Sklon stehna [°]	β	10
Sklon spodní části trupu [°]	γ	70
Sklon horní části trupu [°]	δ	75
Tíhové zrychlení [m/s ²]	g	9.81

Pozn.: Úhly α až δ byly zvoleny orientačně, závisí převážně na tvaru křesla a poloze při sezení.

Parametry segmentů:

Délky segmentů 1 a 2 v závislosti na celkové výšce jsou určeny pomocí obr. 1.2, délky segmentů 3 a 4 byly zvoleny. Hmotnosti segmentů jsou určeny podle tab. 1.1 – Sušanka.

Tabulka 2. 2 Parametry segmentů

Název veličiny		Symbol	Vztah	Hodnota
Délka [m]	Segment 1	L_1	$L_1 = 0.285 \cdot h$	0.513
	Segment 2	L_2	$L_2 = 0.245 \cdot h$	0.441
	Segment 3	L_3	$L_3 = 0.24 \cdot h$	0.432
	Segment 4	L_4	$L_4 = 0.165 \cdot h$	0.297
Hmotnost [kg]	Segment 1	m_1	$m_1 = 2 \cdot 0.062 \cdot m = 0.124 \cdot m$	9.92
	Segment 2	m_2	$m_2 = 2 \cdot 0.124 \cdot m = 0.248 \cdot m$	19.84
	Segment 3	m_3	$m_3 = 0.4 \cdot m$	32
	Segment 4	m_4	$m_4 = m - (m_1 + m_2 + m_3) =$ $= 1 - (0.124 + 0.248 + 0.4) = 0.228 \cdot m$	18.24

Kde m_1, L_1 – nohy + bérce, m_2, L_2 – stehna, m_3, L_3 – spodní část trupu,

m_4 – horní část trupu + horní končetiny + krk + hlava,

L_4 – horní část trupu + krk + polovina hlavy

Pozn.: Součet délek segmentů je menší než celková výška ($\sum L_i = 0.935 \cdot h < h$) – opření o křeslo v polovině hlavy.

Vnější (tíhové) síly

$$G_1 = m_1 \cdot g = 9.92 \cdot 9.81 = 97.32 \text{ N},$$

$$G_2 = m_2 \cdot g = 19.84 \cdot 9.81 = 194.63 \text{ N},$$

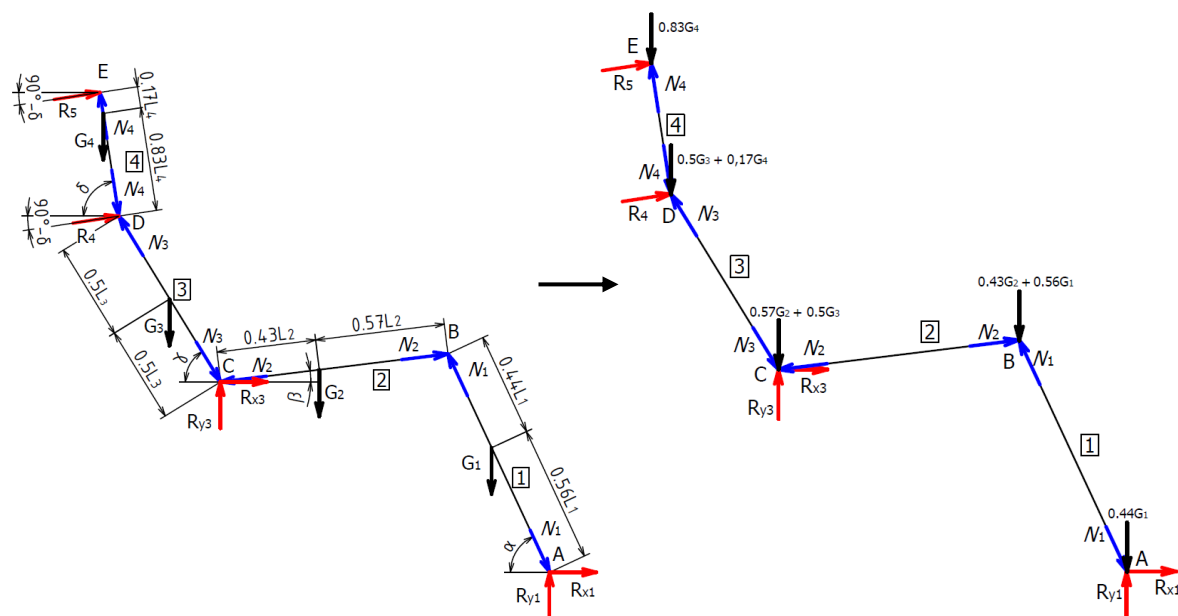
$$G_3 = m_3 \cdot g = 32 \cdot 9.81 = 313.92 \text{ N},$$

$$G_4 = m_4 \cdot g = 18.24 \cdot 9.81 = 178.93 \text{ N}.$$

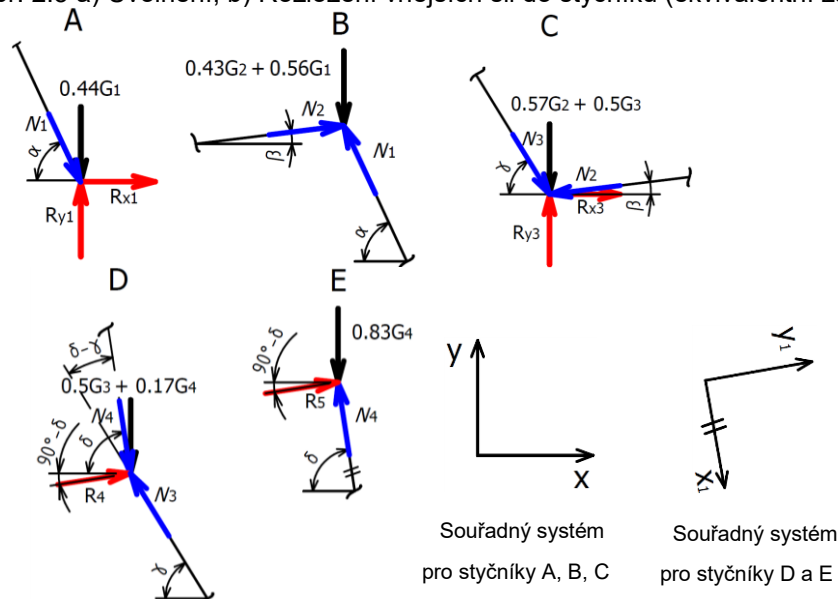
2.3.1 Výpočet reakcí a normálových sil – styčnické zatížení

Pro výpočet je použita styčnicková metoda. Síly působí pouze ve styčnících – ekvivalentní zatížení. Zvolený směr vnitřních normálových sil (N_i) značí zatížení tlakem.

Pozn.: Jako přijatelné zjednodušení se předpokládá, že reakční síly R_4 a R_5 jsou rovnoběžné, viz obr. 2.5.



Obr. 2.5 a) Uvolnění, b) Rozložení vnějších sil do styčníků (ekvivalentní zatížení)



Obr. 2.6 Částečné uvolnění – styčnický A až E a jejich souřadné systémy

Výpočet ekvivalentního zatížení – rozložení tíhových sil do styčníků, využití rovnice (2.4).

$$G_{1R} = \frac{G_1 \cdot 0.44 \cdot L_1}{L_1} = 0.44 \cdot G_1 = 0.44 \cdot 97.32 = 42.82 \text{ N},$$

$$G_{1L} = \frac{G_1 \cdot 0.56 \cdot L_1}{L_1} = 0.56 \cdot G_1 = 0.56 \cdot 97.32 = 54.5 \text{ N},$$

$$G_{2R} = \frac{G_2 \cdot 0.43 \cdot L_2}{L_2} = 0.43 \cdot G_2 = 0.43 \cdot 194.63 = 83.69 \text{ N},$$

$$G_{2L} = \frac{G_2 \cdot 0.57 \cdot L_2}{L_2} = 0.57 \cdot G_2 = 0.57 \cdot 194.63 = 110.94 \text{ N},$$

$$G_{3R} = G_{3L} = \frac{G_3 \cdot 0.5 \cdot L_3}{L_3} = 0.5 \cdot G_3 = 0.5 \cdot 313.92 = 156.96,$$

$$G_{4R} = \frac{G_4 \cdot 0.17 \cdot L_4}{L_4} = 0.17 \cdot G_4 = 0.17 \cdot 178.93 = 30.42 \text{ N},$$

$$G_{4L} = \frac{G_4 \cdot 0.83 \cdot L_4}{L_4} = 0.83 \cdot G_4 = 0.83 \cdot 178.93 = 148.51 \text{ N},$$

Rovnice rovnováhy styčníků:

Styčník A:

$$\sum F_{xi} = R_{x1} + N_1 \cdot \cos(\alpha) = 0, \quad (2.6)$$

$$\sum F_{yi} = R_{y1} - 0.44 \cdot G_1 - N_1 \cdot \sin(\alpha) = 0. \quad (2.7)$$

Styčník B:

$$\sum F_{xi} = -N_1 \cdot \cos(\alpha) + N_2 \cdot \cos(\beta) = 0, \quad (2.8)$$

$$\sum F_{yi} = -0.56 \cdot G_1 - 0.43 \cdot G_2 + N_1 \cdot \sin(\alpha) + N_2 \cdot \sin(\beta) = 0. \quad (2.9)$$

Styčník C:

$$\sum F_{xi} = R_{x3} - N_2 \cdot \cos(\beta) + N_3 \cdot \cos(\gamma) = 0, \quad (2.10)$$

$$\sum F_{yi} = R_{y3} - 0.57 \cdot G_2 - 0.5 \cdot G_3 - N_2 \cdot \sin(\beta) - N_3 \cdot \sin(\gamma) = 0. \quad (2.11)$$

Styčník D:

$$\sum F_{x1i} = N_4 + 0.5 \cdot G_3 \cdot \sin(\delta) + 0.17 \cdot G_4 \cdot \sin(\delta) - N_3 \cdot \cos(\delta - \gamma) = 0, \quad (2.12)$$

$$\sum F_{y1i} = R_4 - 0.5 \cdot G_3 \cdot \cos(\delta) - 0.17 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta) - N_3 \cdot \sin(\delta - \gamma) = 0. \quad (2.13)$$

Styčnick E:

$$\sum F_{x1i} = -N_4 + 0.83 \cdot G_4 \cdot \sin(\delta) = 0, \quad (2.14)$$

$$\sum F_{y1i} = R_5 - 0.83 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta) = 0. \quad (2.15)$$

Výpočet sil z rovnic rovnováhy:

Z rovnic (2.6) a (2.7) se vyjádří reakce R_{x1} a R_{y1} .

$$R_{x1} = -N_1 \cdot \cos(\alpha),$$

$$R_{y1} = 0.44 \cdot G_1 + N_1 \cdot \sin(\alpha).$$

Z rovnice (2.8) se vyjádří N_2 a dosadí do (2.9), čímž se dostanou vnitřní síly N_1 a N_2 .

$$N_2 = N_1 \cdot \frac{\cos(\alpha)}{\cos(\beta)},$$

$$N_1 = \frac{[0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2 - N_2 \cdot \sin(\beta)]}{\sin(\alpha)}.$$

Z (2.10) a (2.11) se získají reakce R_{x3} a R_{y3} .

$$R_{x3} = N_2 \cdot \cos(\beta) - N_3 \cdot \cos(\gamma),$$

$$R_{y3} = 0.57 \cdot G_2 + 0.5 \cdot G_3 + N_2 \cdot \sin(\beta) + N_3 \cdot \sin(\gamma).$$

Z (2.12) se vyjádří N_4 a z (2.13) reakce R_4 .

$$N_3 = \frac{[N_4 + 0.5 \cdot G_3 \cdot \sin(\delta) + 0.17 \cdot G_4 \cdot \sin(\delta)]}{\cos(\delta - \gamma)},$$

$$R_4 = 0.5 \cdot G_3 \cdot \cos(\delta) + 0.17 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta) + N_3 \cdot \sin(\delta - \gamma).$$

Z rovnice (2.14) se získá vnitřní síla N_4 a z (2.15) reakce R_5 .

$$N_4 = 0.83 \cdot G_4 \cdot \sin(\delta),$$

$$R_5 = 0.83 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta).$$

Síly po dosazení a úpravě:

$$N_1 = \frac{(0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2) \cdot \cos(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)}, \quad (2.16)$$

$$N_2 = \frac{(0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2) \cdot \cos(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)}, \quad (2.17)$$

$$N_3 = \frac{[0.5 \cdot G_3 + G_4] \cdot \sin(\delta)}{\cos(\delta - \gamma)}, \quad (2.18)$$

$$N_4 = 0.83 \cdot G_4 \cdot \sin(\delta), \quad (2.19)$$

$$R_{x1} = -\frac{(0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2) \cdot \cos(\beta) \cdot \cos(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)}, \quad (2.20)$$

$$R_{y1} = 0.43 \cdot G_1 + \frac{(0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2) \cdot \cos(\beta) \cdot \sin(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)}, \quad (2.21)$$

$$R_{x3} = \frac{(0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2) \cdot \cos(\alpha) \cdot \cos(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} - \frac{[0.5 \cdot G_3 \cdot \sin(\delta) + G_4 \cdot \sin(\delta)] \cdot \cos(\gamma)}{\cos(\delta - \gamma)}, \quad (2.22)$$

$$R_{y3} = 0.57 \cdot G_2 + 0.5 \cdot G_3 + \frac{(0.56 \cdot G_1 + 0.43 \cdot G_2) \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} + \frac{[0.5 \cdot G_3 + G_4] \cdot \sin(\delta) \cdot \sin(\gamma)}{\cos(\delta - \gamma)}, \quad (2.23)$$

$$R_4 = 0.5 \cdot G_3 \cdot \cos(\delta) + 0.17 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta) + \frac{[0.5 \cdot G_3 + G_4] \cdot \sin(\delta) \cdot \sin(\delta - \gamma)}{\cos(\delta - \gamma)}, \quad (2.24)$$

$$R_5 = 0.83 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta). \quad (2.25)$$

Číselné výsledky (dle tab. 2.1):

$$R_{x1} = -23.63 \text{ N},$$

$$R_{y1} = 176.84 \text{ N},$$

$$R_{x3} = -87.76 \text{ N},$$

$$R_{y3} = 578.11 \text{ N},$$

$$R_4 = 76.88 \text{ N},$$

$$R_5 = 38.44 \text{ N},$$

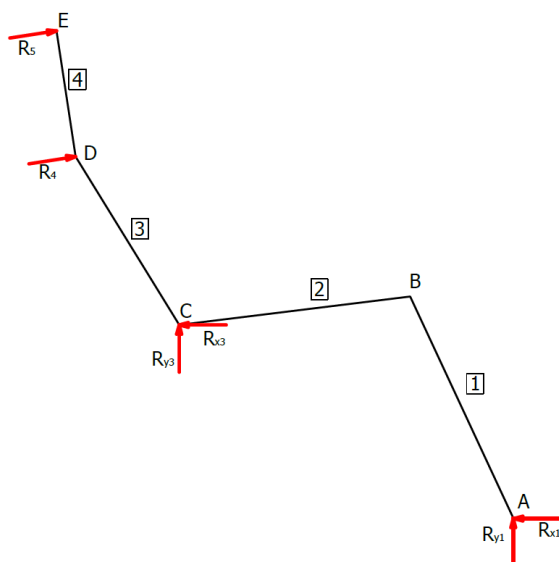
$$N_1 = 136.09 \text{ N},$$

$$N_2 = 24 \text{ N},$$

$$N_3 = 325.69 \text{ N},$$

$$N_4 = 143.46 \text{ N},$$

Pozn.: U reakcí R_{x1} a R_{x3} , působících na člověka, záporné hodnoty znamenají opačnou orientaci síly (správně orientované reakce jsou na obr. 2.7). V křesle mají reakce opačný směr než u člověka.



Obr. 2.7 Správná orientace (kladné směry) reakcí R_{x1} a R_{x3}

Maticový zápis rovnic:

Rovnice je možno zapsat maticově (pro kontrolu nebo jako počítačové řešení).

$$A \cdot x = b, \quad (2.26)$$

$$A = [A_1, A_2],$$

$$x = \{G_1 \ G_2 \ G_3 \ G_4\}^T,$$

$$b = \{N_1 \ N_2 \ N_3 \ N_4 \ R_{x1} \ R_{y1} \ R_{x3} \ R_{y3} \ R_4 \ R_5\}^T,$$

$$A_1 = \begin{bmatrix} \frac{0.56 \cdot \cos(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} & \frac{0.43 \cdot \cos(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} \\ \frac{0.56 \cdot \cos(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} & \frac{0.43 \cdot \cos(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ -\frac{0.56 \cdot \cos(\beta) \cdot \cos(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} & -\frac{0.43 \cdot \cos(\beta) \cdot \cos(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} \\ 0.44 + \frac{0.56 \cdot \cos(\beta) \cdot \sin(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} & \frac{0.43 \cdot \cos(\beta) \cdot \sin(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)} \\ \frac{0.56 \cdot \cos(\alpha) \cdot \cos(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} & \frac{0.43 \cdot \cos(\alpha) \cdot \cos(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} \\ \frac{0.56 \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} & 0.57 + \frac{0.43 \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(\beta)}{\sin(\alpha + \beta)} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ \frac{0.5 \cdot \sin(\delta)}{\cos(\delta - \gamma)} & \frac{\sin(\delta)}{\cos(\delta - \gamma)} \\ 0 & 0.83 \cdot \sin(\delta) \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ -\frac{0.5 \cdot \sin(\delta) \cdot \cos(\gamma)}{\cos(\delta - \gamma)} & -\frac{\sin(\delta) \cdot \cos(\gamma)}{\cos(\delta - \gamma)} \\ 0.5 + \frac{0.5 \cdot \sin(\delta) \cdot \sin(\gamma)}{\cos(\delta - \gamma)} & \frac{\sin(\delta) \cdot \sin(\gamma)}{\cos(\delta - \gamma)} \\ 0.5 \cdot \cos(\delta) + \frac{0.5 \cdot \sin(\delta) \cdot \sin(\delta - \gamma)}{\cos(\delta - \gamma)} & 0.17 \cdot \cos(\delta) + \frac{\sin(\delta) \cdot \sin(\delta - \gamma)}{\cos(\delta - \gamma)} \\ 0 & 0.83 \cdot \cos(\delta) \end{bmatrix}.$$

Kontrola správnosti vyřešených reakcí a normálových sil (rovnice rovnováhy pro celý model):

$$\sum F_x = 0 = R_{x1} + R_{x3} + (R_4 + R_5) \cdot \sin(\delta) \Rightarrow 0 = 0. \quad (2.27)$$

$$\sum F_y = G_1 + G_2 + G_3 + G_4 - R_{y1} - R_{y3} - (R_4 + R_5) \cdot \cos(\delta) \Rightarrow 0 = 0. \quad (2.28)$$

$$\begin{aligned} \sum M_A = 0 = & G_1 \cdot 0.57 \cdot L_1 \cdot \cos(\alpha) + G_2 \cdot [L_1 \cdot \cos(\alpha) + 0.56 \cdot L_2 \cdot \cos(\beta)] - \\ & - R_{y3} \cdot [L_1 \cdot \cos(\alpha) + L_2 \cdot \cos(\beta)] - R_{x3} \cdot [L_1 \cdot \sin(\alpha) - L_2 \cdot \sin(\beta)] + \\ & + G_3 \cdot [L_1 \cdot \cos(\alpha) + L_2 \cdot \cos(\beta) + 0.5 \cdot L_3 \cdot \cos(\gamma)] - \\ & - R_4 \cdot \cos(\delta) \cdot [L_1 \cdot \cos(\alpha) + L_2 \cdot \cos(\beta) + L_3 \cdot \cos(\gamma)] - \\ & - R_4 \cdot \sin(\delta) \cdot [L_1 \cdot \sin(\alpha) - L_2 \cdot \sin(\beta) + L_3 \cdot \sin(\gamma)] + \\ & + G_4 \cdot [L_1 \cdot \cos(\alpha) + L_2 \cdot \cos(\beta) + L_3 \cdot \cos(\gamma) + 0.83 \cdot L_4 \cdot \cos(\delta)] - \\ & - R_5 \cdot \cos(\delta) \cdot [L_1 \cdot \cos(\alpha) + L_2 \cdot \cos(\beta) + L_3 \cdot \cos(\gamma) + L_4 \cdot \cos(\delta)] - \\ & - R_5 \cdot \sin(\delta) \cdot [L_1 \cdot \sin(\alpha) - L_2 \cdot \sin(\beta) + L_3 \cdot \sin(\gamma) + L_4 \cdot \sin(\delta)] \Rightarrow 0 = 0. \end{aligned} \quad (2.29)$$

Z této kontroly vyplývá, že rovnice (2.6) až (2.15) jsou sestaveny správně.

Při úvaze, že zatížení působí pouze ve styčnicích, je tohle konec deterministického výpočtu. Posouvající síly a ohybové momenty jsou nulové.

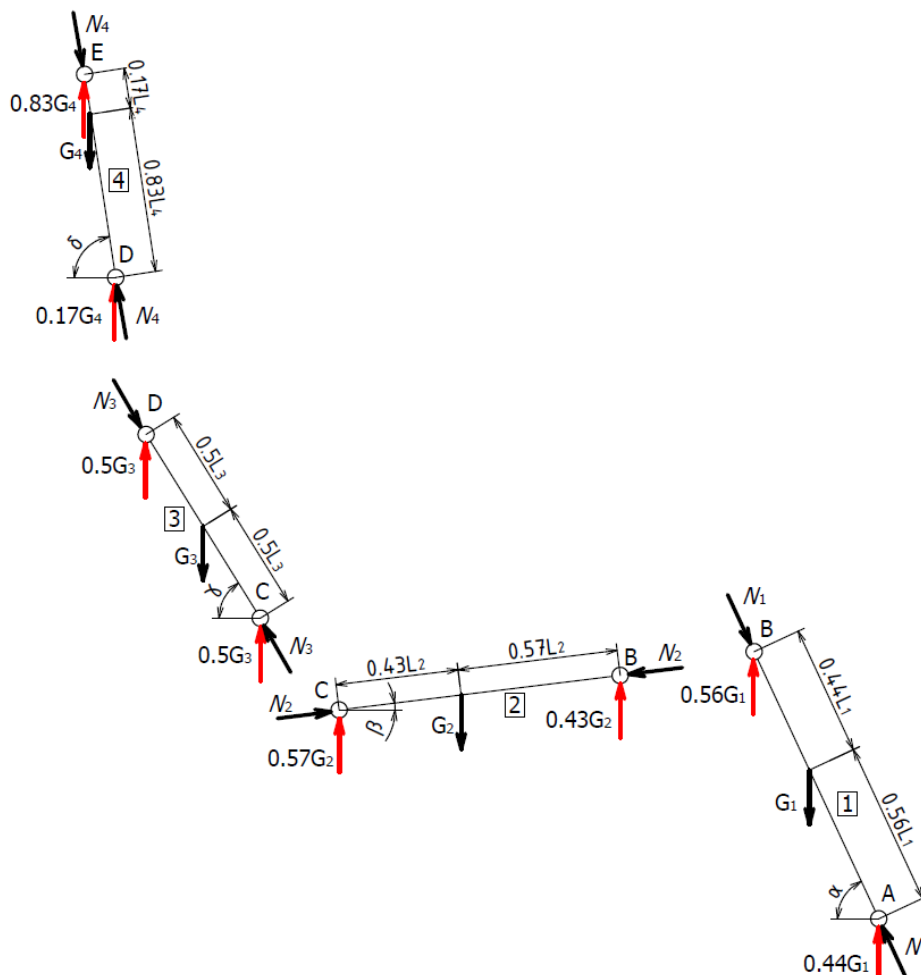
Nicméně, z důvodu vyšší přesnosti a aplikovatelnosti, je vhodné zahrnout účinek tíhových sil v těžištích segmentů. V tom případě se musí dopočítat normálová síla a ostatní vnitřní statické účinky, viz následující kapitola 2.3.2.

2.3.2 Výpočet vnitřních statických účinků – mimostyčnickové zatížení

Z pohledu mechaniky se jedná o mimostyčně zatíženou prutovou konstrukci (lidské tělo), která je zatížena v prutech (segmentech) normálovými a posouvajícími silami a ohybovými momenty. Lze to tedy také vysvětlit, že lidské tělo je v této úloze jako soustava zatížených nosníků spojených ideálními klouby.

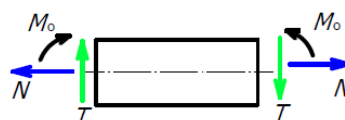
Dále v textu je soustava zatížena ve styčnících označena jako prutový model a soustava zatížena mimo styčník jako nosníkový model.

Při výpočtu vnitřních statických účinků se v prutové soustavě (lidském těle) osamostatní pruty (segmenty) zatížené mimostyčně, kde reakce jsou ekvivalentní síly. Vnější síly jsou v tomto případě tíhová síla segmentu a normálové síly vypočtené styčnickovou metodou, viz obr. 2.8.



Obr. 2.8 Osamostatněné segmenty

Síly a momenty jsou určeny podle znaménkové dohody, viz obr. 2.9.

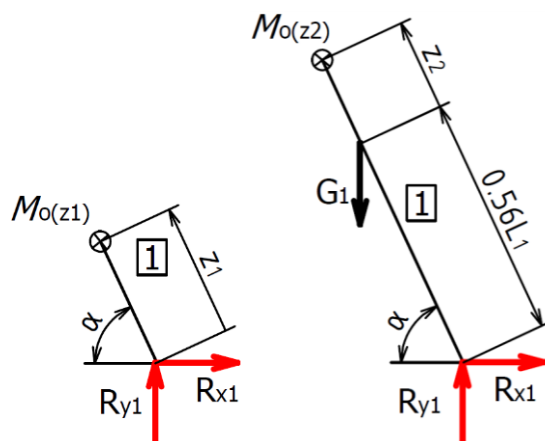


Obr. 2.9 Znaménková dohoda (kladný směr vnitřních stat. účinků)

2.3.2.1 Výpočet vnitřních ohybových momentů

Při výpočtu momentů se postupuje obdobně jako při výpočtu sil (osamostatnění prutů), viz kapitola 2.3.2.2. Protože se ale jedná o model, který je pouze podobný prutové soustavě, lze momenty spočítat i tak, jako u lomeného nosníku. Tento výpočet je zde uveden.

Segment 1 (nohy + bérce): $z_1 \in < 0; 0.56 \cdot L_1 >$, $z_2 \in < 0; 0.44 \cdot L_1 >$.

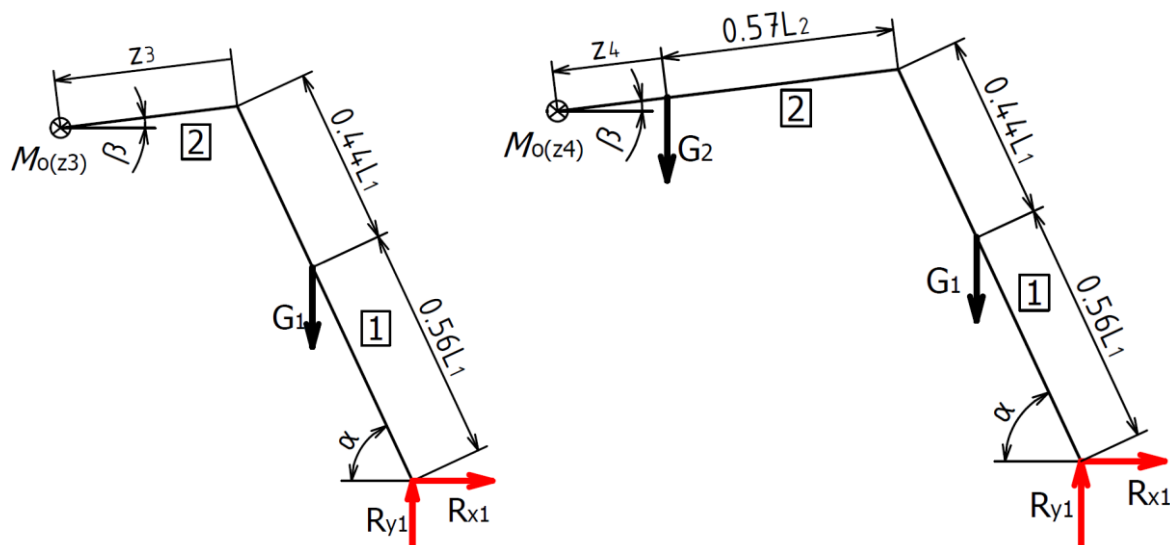


Obr. 2.10 Segment 1 – úsek 1 a 2

$$M_{o(z1)} = R_{y1} \cdot z_1 \cdot \cos(\alpha) + R_{x1} \cdot z_1 \cdot \sin(\alpha), \quad (2.30)$$

$$M_{o(z2)} = R_{y1} \cdot (z_2 + 0.56 \cdot L_1) \cdot \cos(\alpha) + R_{x1} \cdot (z_2 + 0.56 \cdot L_1) \cdot \sin(\alpha) - G_1 \cdot z_2 \cdot \cos(\alpha). \quad (2.31)$$

Segment 2 (stehna): $z_3 \in < 0; 0.57 \cdot L_2 >$, $z_4 \in < 0; 0.43 \cdot L_2 >$.

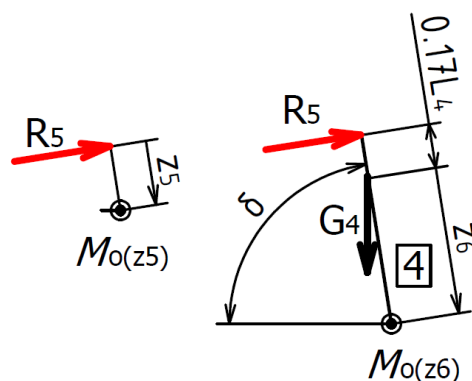


Obr. 2.11 Segment 2 – úsek 1 a 2

$$M_{o(z3)} = R_{y1} \cdot (L_1 \cdot \cos(\alpha) + z_3 \cdot \cos(\beta)) + R_{x1} \cdot (L_1 \cdot \sin(\alpha) - z_3 \cdot \sin(\beta)) - G_1 \cdot (0.43 \cdot L_1 \cdot \cos(\alpha) + z_3 \cdot \cos(\beta)), \quad (2.32)$$

$$M_{o(z4)} = R_{y1} \cdot (L_1 \cdot \cos(\alpha) + (z_4 + 0.57 \cdot L_2) \cdot \cos(\beta)) + R_{x1} \cdot (L_1 \cdot \sin(\alpha) - (z_4 + 0.57 \cdot L_2) \cdot \sin(\beta)) - G_1 \cdot (0.44 \cdot L_1 \cdot \cos(\alpha) + (z_4 + 0.57 \cdot L_2) \cdot \cos(\beta)) - G_2 \cdot z_4 \cdot \cos(\beta). \quad (2.33)$$

Segment 4 (horní část trupu + hlava): $z_5 \in < 0; 0.17 \cdot L_4 >$, $z_6 \in < 0; 0.83 \cdot L_4 >$.

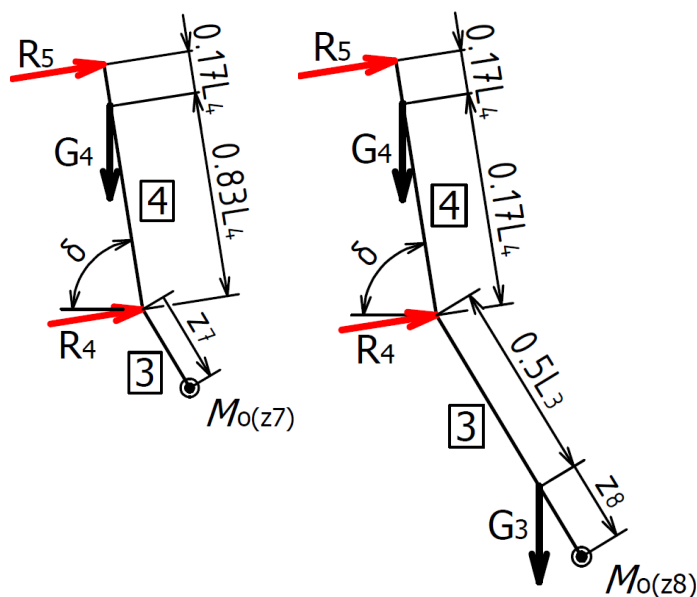


Obr. 2.12 Segment 4 – úsek 1 a 2

$$M_{o(z5)} = R_5 \cdot z_5, \quad (2.34)$$

$$M_{o(z6)} = R_5 \cdot (z_6 + 0.17 \cdot L_4) - G_4 \cdot z_6 \cdot \cos(\delta). \quad (2.35)$$

Segment 3 (spodní část trupu): $z_7 \in < 0; 0.5 \cdot L_3 >$, $z_8 \in < 0; 0.5 \cdot L_3 >$.



Obr. 2.13 Segment 3 – úsek 1 a 2

$$\begin{aligned} M_{o(z7)} = & R_5 \cdot \cos(\delta) \cdot (L_4 \cdot \cos(\delta) + z_7 \cdot \cos(\gamma)) + \\ & + R_5 \cdot \sin(\delta) \cdot (L_4 \cdot \sin(\delta) + z_7 \cdot \sin(\gamma)) + \\ & + R_4 \cdot \cos(\delta) \cdot z_7 \cdot \cos(\gamma) + R_4 \cdot \sin(\delta) \cdot z_7 \cdot \sin(\gamma) - \\ & - G_4 \cdot (0.83 \cdot L_4 \cdot \cos(\delta) + z_7 \cdot \cos(\gamma)), \end{aligned} \quad (2.36)$$

$$\begin{aligned} M_{o(z8)} = & R_5 \cdot \cos(\delta) \cdot (L_4 \cdot \cos(\delta) + (z_8 + 0.5 \cdot L_3) \cdot \cos(\gamma)) + \\ & + R_5 \cdot \sin(\delta) \cdot (L_4 \cdot \sin(\delta) + (z_8 + 0.5 \cdot L_3) \cdot \sin(\gamma)) + \\ & + R_4 \cdot \cos(\delta) \cdot (z_8 + 0.5 \cdot L_3) \cdot \cos(\gamma) + \\ & + R_4 \cdot \sin(\delta) \cdot (z_8 + 0.5 \cdot L_3) \cdot \sin(\gamma) - \\ & - G_4 \cdot (0.83 \cdot L_4 \cdot \cos(\delta) + z_8 \cdot \cos(\gamma)) - G_3 \cdot z_8 \cdot \cos(\gamma). \end{aligned} \quad (2.37)$$

Maximální ohybové momenty jsou v působících vnějších sil (v těžištích segmentů), viz obr. 2.20. Uvažujeme-li, že jsou tíhové síly umístěny v těžišti, jako v tomto případě, je průběh ohybových momentů lineární.

$$M_{\text{omax1}} = R_{y1} \cdot 0.56 \cdot L_1 \cdot \cos(\alpha) + R_{x1} \cdot 0.56 \cdot L_1 \cdot \sin(\alpha), \quad (2.38)$$

$$M_{\text{omax2}} = R_{y1} \cdot (L_1 \cdot \cos(\alpha) + 0.57 \cdot L_2 \cdot \cos(\beta)) + \\ + R_{x1} \cdot (L_1 \cdot \sin(\alpha) - 0.57 \cdot L_2 \cdot \sin(\beta)) - \\ - G_1 \cdot (0.44 \cdot L_1 \cdot \cos(\alpha)) + 0.57 \cdot L_2 \cdot \cos(\beta), \quad (2.39)$$

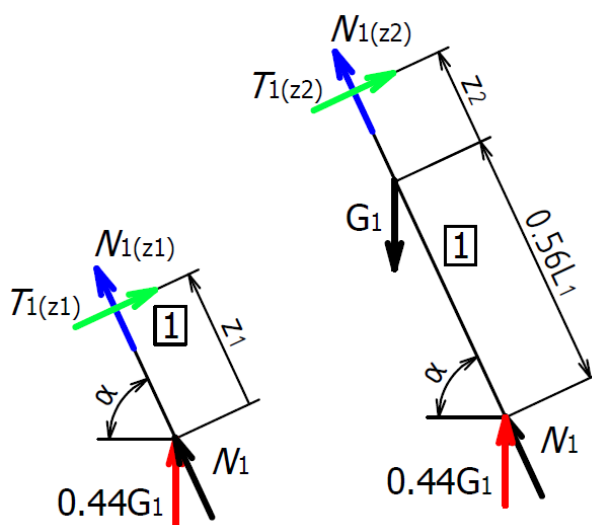
$$M_{\text{omax3}} = R_5 \cdot \cos(\delta) \cdot (L_4 \cdot \cos(\delta) + 0.5 \cdot L_3 \cdot \cos(\gamma)) + \\ + R_5 \cdot \sin(\delta) \cdot (L_4 \cdot \sin(\delta) + 0.5 \cdot L_3 \cdot \sin(\gamma)) + \\ + R_4 \cdot \cos(\delta) \cdot 0.5 \cdot L_3 \cdot \cos(\gamma) + R_4 \cdot \sin(\delta) \cdot 0.5 \cdot L_3 \cdot \sin(\gamma) - \\ - G_4 \cdot (0.83 \cdot L_4 \cdot \cos(\delta) + 0.5 \cdot L_3 \cdot \cos(\gamma)), \quad (2.40)$$

$$M_{\text{omax4}} = R_5 \cdot 0.17 \cdot L_4. \quad (2.41)$$

2.3.2.2 Výpočet normálových a posouvajících sil

Délky intervalů z_1 až z_8 jsou stejné jako u výpočtu ohybových momentů.

Segment 1 (nohy + bérce):



Obr. 2.14 Normálová a posouvající síla – segment 1 – úsek 1 a 2

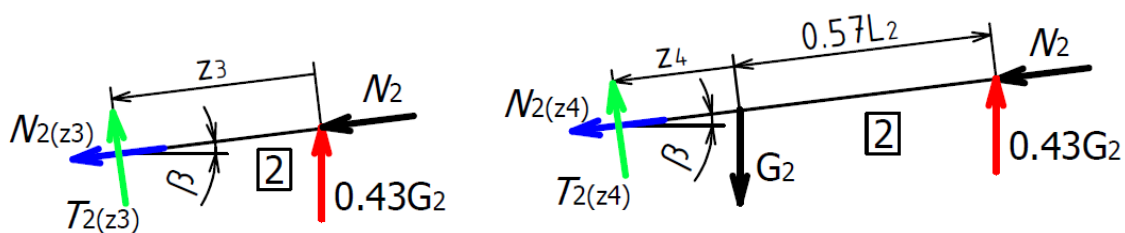
$$N_{1(z1)} = N_{\text{MAX1}} = -N_1 - 0.44 \cdot G_1 \cdot \sin(\alpha), \quad (2.42)$$

$$N_{1(z2)} = N_{1(z1)} + G_1 \cdot \sin(\alpha), \quad (2.43)$$

$$T_{1(z1)} = -0.44 \cdot G_1 \cdot \cos(\alpha), \quad (2.44)$$

$$T_{1(z2)} = T_{\text{MAX1}} = T_{1(z1)} + G_1 \cdot \cos(\alpha). \quad (2.45)$$

Segment 2 (stehna):



Obr. 2.15 Normálová a posouvající síla – segment 2 – úsek 1 a 2

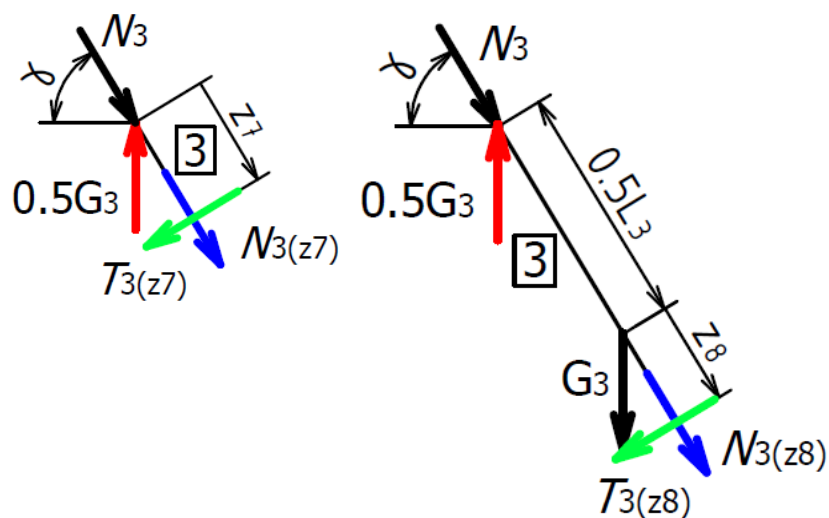
$$N_{2(z3)} = -N_2 + 0.43 \cdot G_2 \cdot \sin(\beta), \quad (2.46)$$

$$N_{2(z4)} = N_{MAX2} = N_{2(z3)} - G_2 \cdot \sin(\beta), \quad (2.47)$$

$$T_{2(z3)} = -0.43 \cdot G_2 \cdot \cos(\beta), \quad (2.48)$$

$$T_{2(z4)} = T_{MAX2} = T_{2(z3)} + G_2 \cdot \cos(\beta). \quad (2.49)$$

Segment 3 (spodní část trupu):



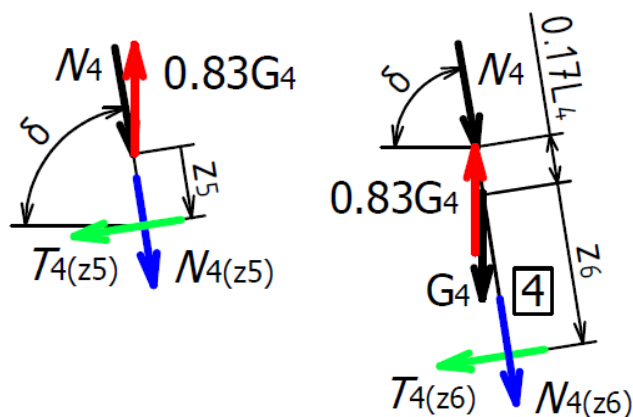
Obr. 2.16 Normálová a posouvající síla – segment 3 – úsek 1 a 2

$$N_{3(z7)} = N_3 - 0.5 \cdot G_3 \cdot \sin(\gamma), \quad (2.50)$$

$$N_{3(z8)} = N_{MAX3} = N_{3(z7)} + G_3 \cdot \sin(\gamma), \quad (2.51)$$

$$T_{3(z7)} = |T_{3(z8)}| = T_{MAX3} = 0.5 \cdot G_3 \cdot \cos(\gamma). \quad (2.52)$$

Segment 4 (horní část trupu + hlava):



Obr. 2.17 Normálová a posouvající síla – segment 4 – úsek 1 a 2

$$N_{4(z5)} = N_4 - 0.83 \cdot G_4 \cdot \sin(\delta), \quad (2.53)$$

$$N_{4(z6)} = N_{MAX3} = N_{4(z5)} + G_4 \cdot \sin(\delta), \quad (2.54)$$

$$T_{4(z5)} = T_{MAX4} = 0.83 \cdot G_4 \cdot \cos(\delta), \quad (2.55)$$

$$T_{4(z6)} = T_{4(z5)} - G_4 \cdot \cos(\delta). \quad (2.56)$$

Vyčíslené vnitřní statické účinky:

$$N_{1(z1)} = N_{MAX1} = 178.26 \text{ N},$$

$$N_{1(z2)} = 82.42 \text{ N},$$

$$N_{2(z3)} = 9.46 \text{ N},$$

$$N_{2(z4)} = N_{MAX2} = 43.26 \text{ N},$$

$$N_{3(z7)} = 178.19 \text{ N},$$

$$N_{3(z8)} = N_{MAX3} = 473.18 \text{ N},$$

$$N_{4(z5)} = 0 \text{ N},$$

$$N_{4(z6)} = N_{MAX4} = 172.84 \text{ N},$$

$$|T_{1(z1)}| = 7.44 \text{ N},$$

$$T_{1(z2)} = T_{MAX1} = 9.46 \text{ N},$$

$$|T_{2(z3)}| = 82.42 \text{ N},$$

$$T_{2(z4)} = T_{MAX2} = 109.25 \text{ N},$$

$$T_{3(z7)} = |T_{3(z8)}| = T_{MAX3} = 53.68 \text{ N},$$

$$T_{4(z5)} = T_{MAX4} = 38.44 \text{ N},$$

$$|T_{4(z6)}| = 7.87 \text{ N},$$

$$M_{OMAX1} = 2.14 \text{ Nm},$$

$$M_{OMAX2} = 20.72 \text{ Nm},$$

$$M_{OMAX3} = 11.6 \text{ Nm},$$

$$M_{OMAX4} = 1.94 \text{ Nm}.$$

Pozn.: U posouvajících sil $T_{1(z1)}$, $T_{2(z3)}$, $T_{3(z8)}$ a $T_{4(z6)}$ nemá v tomto případě záporné znaménko význam, proto jsou zde uvedeny v absolutní hodnotě. Všechny normálové síly jsou kladné, ale způsobují tlak. V diagramech (obr. 2.18 až 2.20) jsou všechny síly/momenty se správnou orientací.

2.4 Porovnání prutového a nosníkového modelu

Prutový model je jednodušší na výpočet, ale nosníkový model dává lepší výsledky.

Porovnání přístupů – procentuální vyjádření chyby prutového a nosníkového modelu. Tato chyba je pro posouvající a ohybový moment velká u prutového modelu, jelikož tyto vnitřní statické účinky nerespektuje. Vyjádření chyby pro max. normálové síly, platí

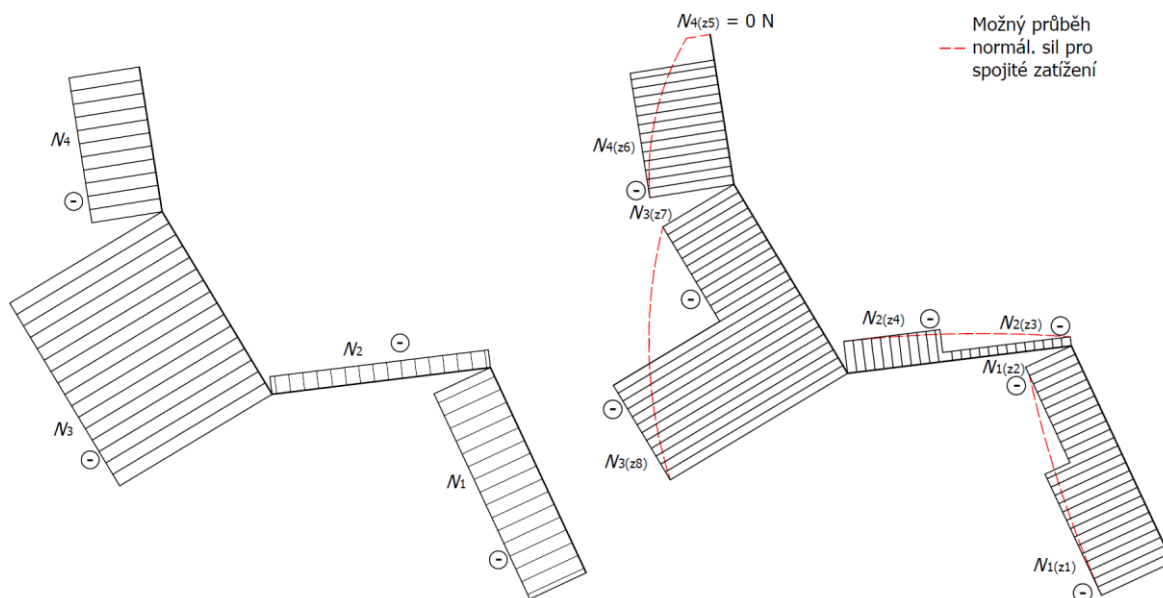
$$\Delta_1 = \left(\frac{N_{1(z1)}}{N_1} - 1 \right) \cdot 100 = \left(\frac{178.26}{136.09} - 1 \right) \cdot 100 = 30.99 \%,$$

$$\Delta_2 = \left(\frac{N_{2(z3)}}{N_2} - 1 \right) \cdot 100 = \left(\frac{43.26}{24} - 1 \right) \cdot 100 = 80.25 \%,$$

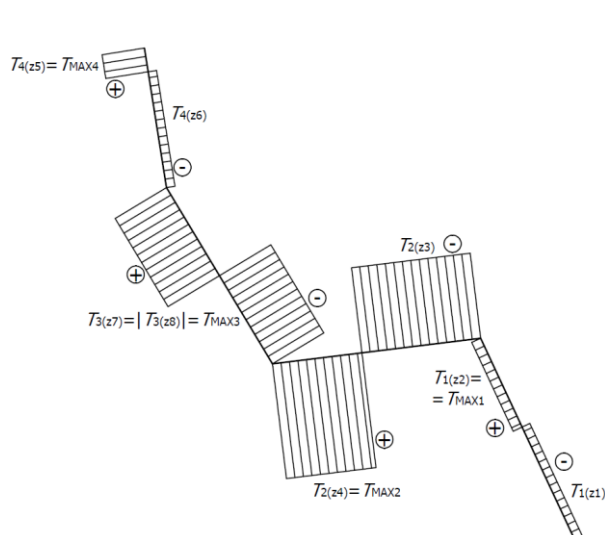
$$\Delta_3 = \left(\frac{N_{3(z8)}}{N_3} - 1 \right) \cdot 100 = \left(\frac{473.18}{325.69} - 1 \right) \cdot 100 = 45.29 \%,$$

$$\Delta_4 = \left(\frac{N_{4(z6)}}{N_4} - 1 \right) \cdot 100 = \left(\frac{172.84}{143.46} - 1 \right) \cdot 100 = 20.48 \%,$$

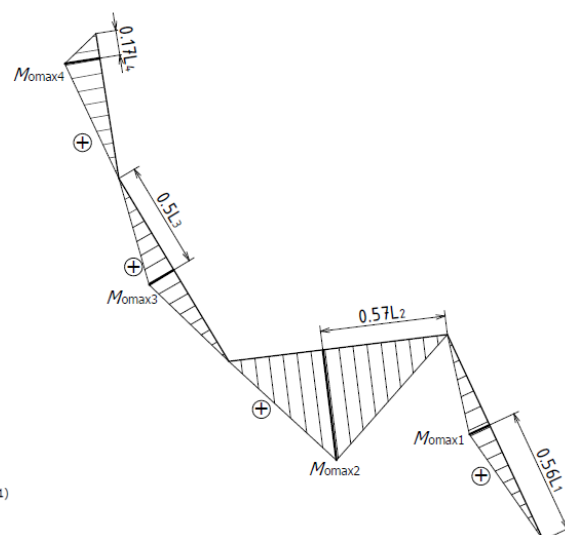
Z uvedených vztahů je patrné, o kolik procent jsou normálové síly u prutového modelu menší než u nosníkového modelu.



Obr. 2.18 Srovnání průběhu normálových sil sedícího člověka: a) styčnické zatížení (prutový model), b) mimostyčné zatížení (nosníkový model) + předpoklad průběhu sil pro spojitě zatížení



Obr. 2.19 Průběh posouvajících sil sedícího člověka (nosníkový model)



Obr. 2.20 Průběh ohybových momentů sedícího člověka (nosníkový model)

Ke skokové změně normálových a posouvajících sil (obr. 2.18b a 2.19) dochází v těžištích segmentů (působíště tíhových sil).

Maximální normálová síla působí v oblasti zad. Maximální posouvající síla a ohybový moment působí ve stehnech, ale protože se jedná o rovinný model, ve kterém musely být stehna spojena v jeden segment, jsou v jednotlivých stehnech tyto účinky menší.

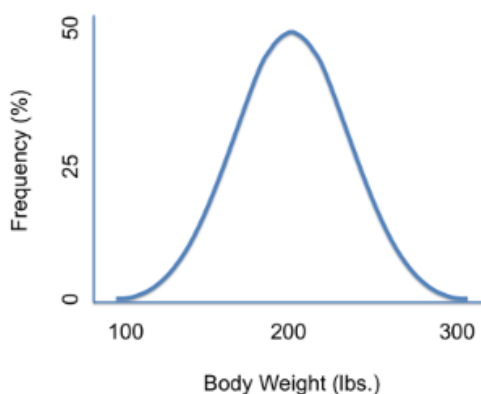
Odvozené vztahy pro vnitřní statické účinky a reakce jsou použity v následující kapitole při stochastickém řešení pomocí metody Monte Carlo.

3 Stochastický výpočet modelu sedícího člověka (vstupní hodnoty jsou náhodné)

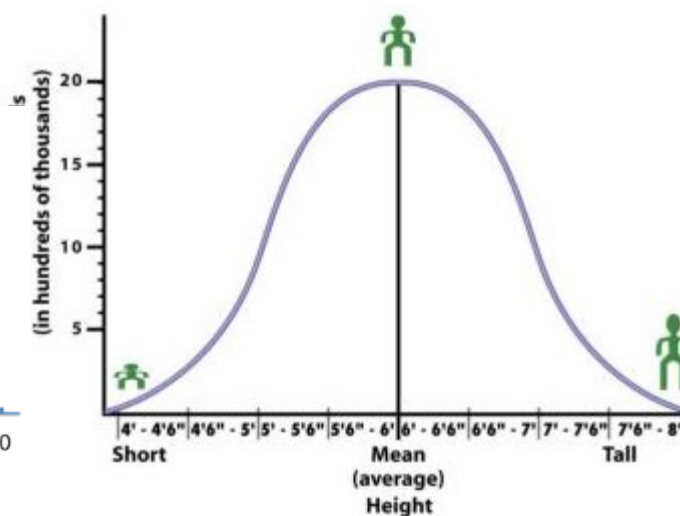
Stochastický výpočet je proveden pomocí přímé metody Monte Carlo. Tato metoda spočívá v opakování náhodných simulací (výpočtů) za použití náhodných vstupních veličin (vstupy i výstupy jsou dány např. histogramy), čímž se při dostatečném počtu simulací dostane dostatečně přesné řešení úlohy. Teoreticky, počet simulací ovlivňuje přesnost – čím více simulací, tím přesnější řešení (při nekonečném počtu simulací se dosáhne exaktního řešení, ale takový počet simulací není možný), nicméně každý pseudonáhodný generátor má periodicitu, kdy po určitém počtu simulací tyto simulace ve stejném pořadí opakuje, což však v běžné technické mechanice vůbec nevádí.

Všechny vstupní hodnoty jsou dány intervalem s normálním ohraničeným rozdělením. Pro určení intervalů hmotnosti a výšky člověka byly použity obr. 2.17 a 2.18. Tíhové zrychlení se pohybuje od minimální hodnoty (rovník) po maximální hodnoty (póly) na Zemi. Pro úhly končetin byly intervaly zvoleny orientačně (záleží na tvaru křesla a poloze při sezení). Aby nevznikaly ne moc reálné situace ($\gamma > \delta$), jsou úhly spodní a horní části trupu na sobě závislé. Vztah mezi nimi je určen tak, aby poměr byl jako v kapitole 2.4.1.

$$\gamma = \frac{70}{75} \cdot \delta = \frac{14}{15} \cdot \delta.$$



Obr. 3.1 Rozdělení četnosti
hmotnosti [lbs] [10]



Obr. 3.2 Rozdělení četnosti
výšky [ft] [1]

Výpočet je proveden v softwaru Anthill¹. Aby byl výsledek velmi přesný, bylo provedeno 10^7 simulací pro všechny veličiny. Výpočet na standartním PC trval cca 15 min.

Vstupy jsou uvedeny v tab. 3.1 a grafech 3.1 až 3.19., výstupy jsou v tab. 3.2 a grafech 3.20 až 3.47.

¹ <http://www.noise.cz/SBRA/software.html#pgmwin>

3.1 Vstupní hodnoty

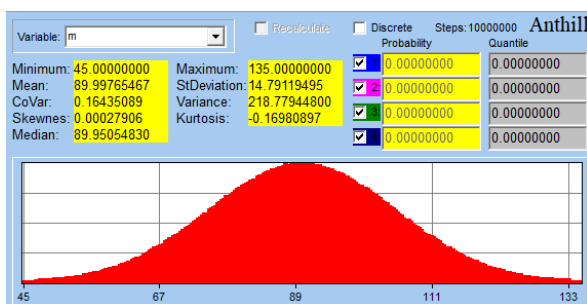
Všechny vstupní histogramy v softwaru Anthill jsou vytvořeny modifikací (změnou minimálních a maximálních hodnot) základního souboru N01.DIS.

Tab. 3.3 Vstupní hodnoty (program Anthill)

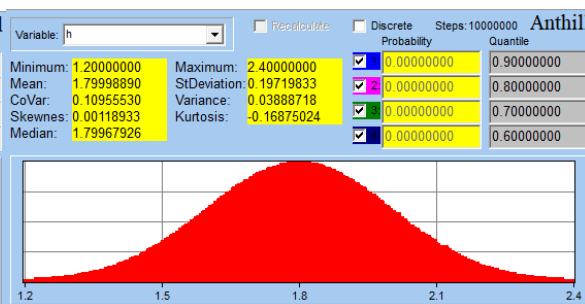
Název veličiny		Symbol	Min.	Aritmet. průměr	Median	Max.	Graf
Hmotnost člověka [kg]		m	45	90	90	135	Graf 3.1
Výška člověka [m]		h	1.2	1.8	1.8	2.4	Graf 3.2
Úhel segmentu 1 [°]		α	60	75	75	90	Graf 3.3
Úhel segmentu 2 [°]		β	0	10	10	20	Graf 3.4
Úhel segmentu 3 [°]		γ	60.67	70	70	79.33	Graf 3.5
Úhel segmentu 4 [°]		δ	65	75	75	85	Graf 3.6
Tíhové zrychlení [m/s ²]		g	9.78	9.81	9.81	9.83	Graf 3.7
Délka [m]	Segment 1	L ₁	0.34	0.51	0.51	0.68	Graf 3.8
	Segment 2	L ₂	0.29	0.44	0.44	0.59	Graf 3.9
	Segment 3	L ₃	0.29	0.43	0.43	0.58	Graf 3.10
	Segment 4	L ₄	0.2	0.3	0.3	0.4	Graf 3.11
Hmotnost [kg]	Segment 1	m ₁	5.58	11.16	11.16	16.74	Graf 3.12
	Segment 2	m ₂	11.16	22.32	22.32	33.48	Graf 3.13
	Segment 3	m ₃	18	36	36	54	Graf 3.14
	Segment 4	m ₄	10.26	20.52	20.52	30.78	Graf 3.15
Tíhová síla [N]	Segment 1	G ₁	54.58	109.43	109.43	164.57	Graf 3.16
	Segment 2	G ₂	109.16	218.86	218.86	329.13	Graf 3.17
	Segment 3	G ₃	176.07	353	353	530.86	Graf 3.18
	Segment 4	G ₄	100.36	201.21	201.21	302.59	Graf 3.19

Pozn.: U vstupních hodnot je průměr a medián totožný, ale při tvorbě histogramů došlo k jejich odchylce, proto jsou v tabulce tyto hodnoty ztotožněny. Nicméně, program počítá s přesnými histogramy.

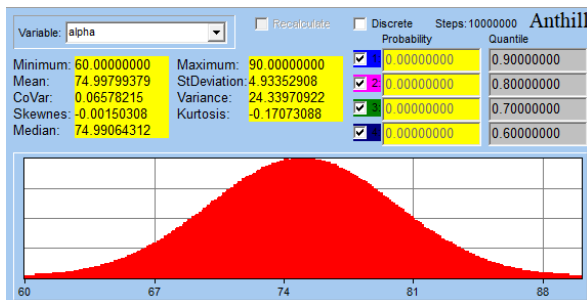
Základní parametry:



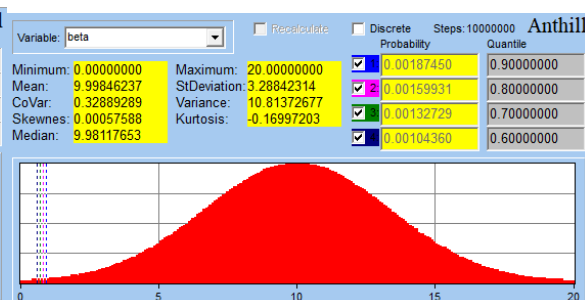
Graf 3.1 Celková hmotnost člověka m [kg]



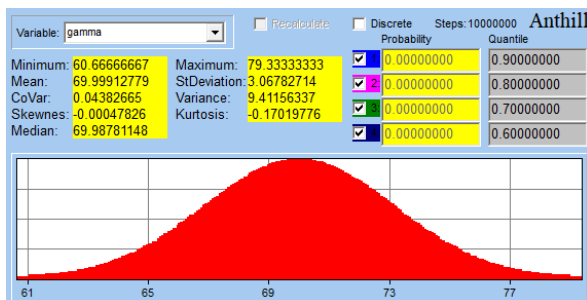
Graf 3.2 Celková výška člověka h [m]



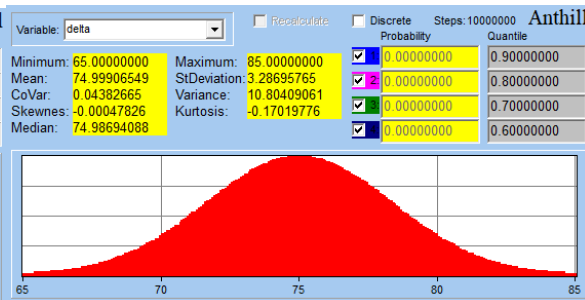
Graf 3.3 Úhel α [°]



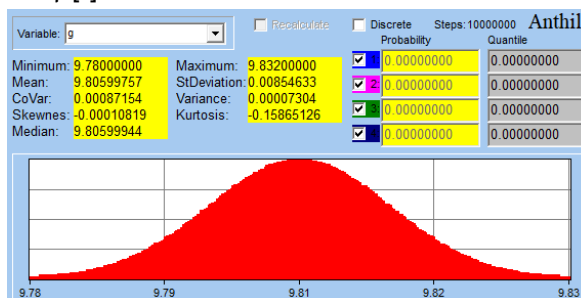
Graf 3.4 Úhel β [°]



Graf 3.5 Úhel γ [°]

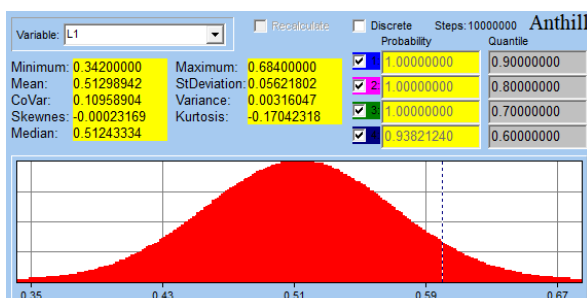


Graf 3.6 Úhel δ [°]

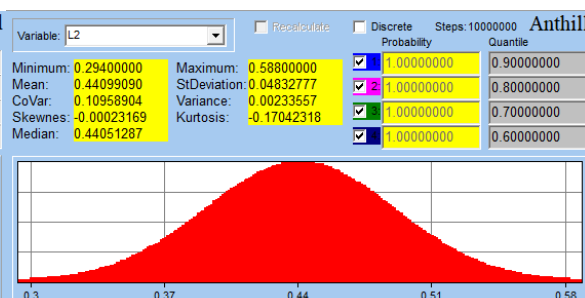


Graf 3.7 Tíhové zrychlení g [m/s²]

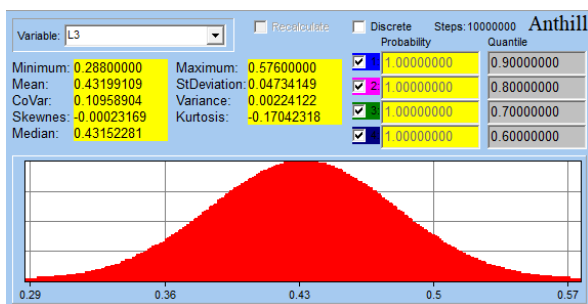
Závislé parametry:



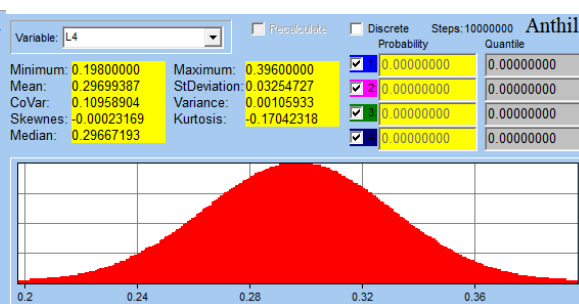
Graf 3.8 Délka bérce L₁ [m]



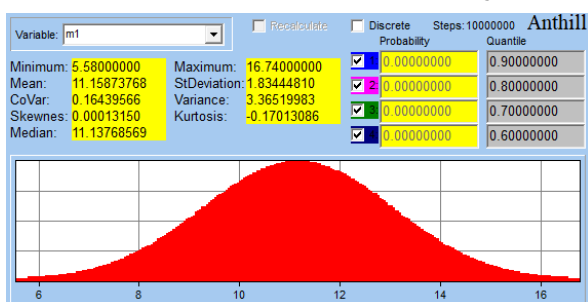
Graf 3.9 Délka stehna L₂ [m]



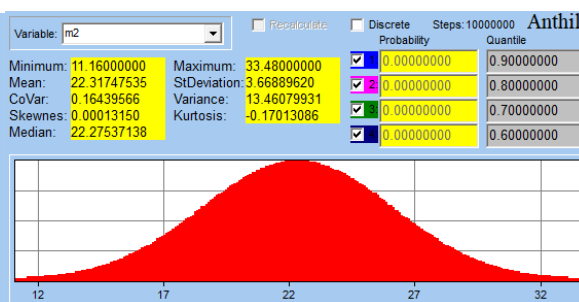
Graf 3.10 Délka spodní části trupu L_3 [m]



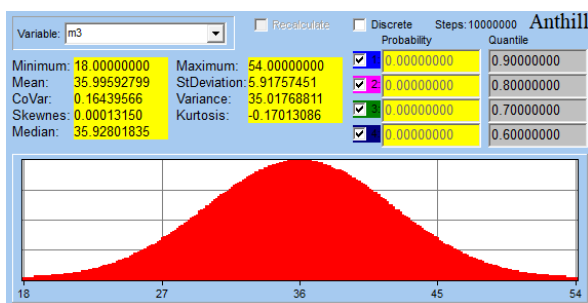
Graf 3.11 Délka horní části trupu L_4 [m]



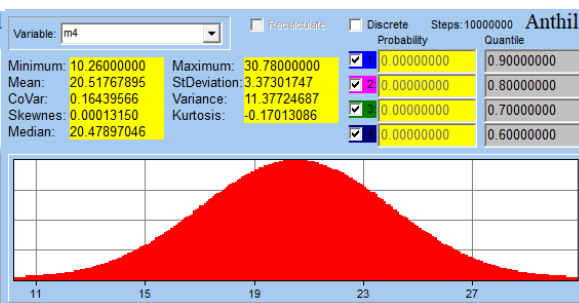
Graf 3.12 Hmotnost m_1 [kg]



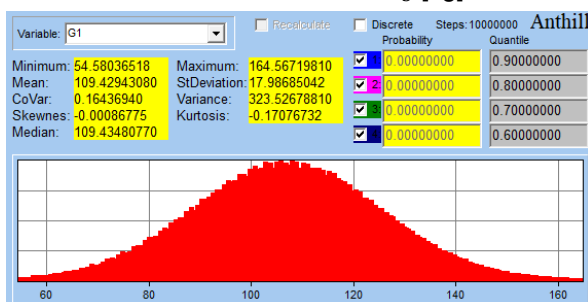
Graf 3.13 Hmotnost m_2 [kg]



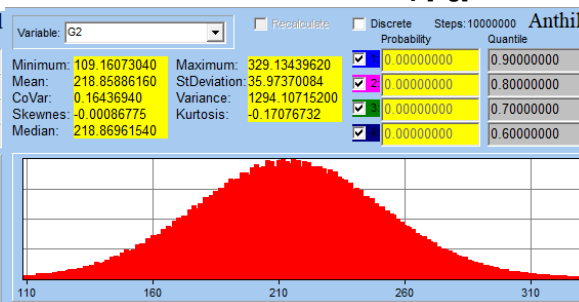
Graf 3.14 Hmotnost m_3 [kg]



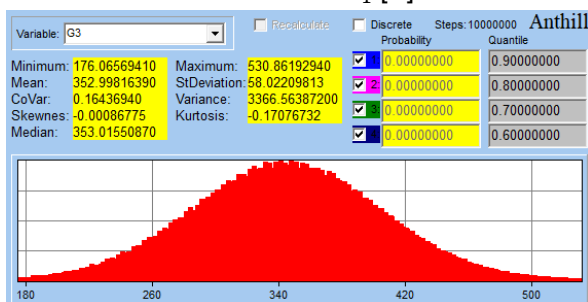
Graf 3.15 Hmotnost m_4 [kg]



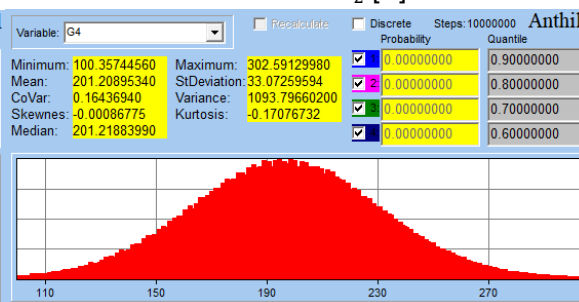
Graf 3.16 Tíha G_1 [N]



Graf 3.17 Tíha G_2 [N]



Graf 3.18 Tíha G_3 [N]



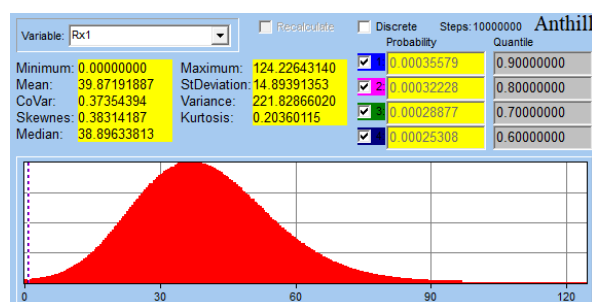
Graf 3.19 Tíha G_4 [N]

3.2 Výstupní hodnoty

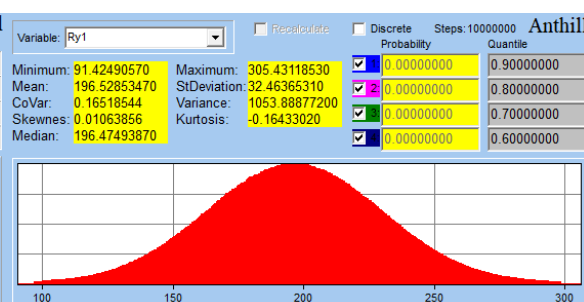
Reakce R_{x1} a R_{x3} jsou uvedeny se správnou orientací (jsou kladné), viz obr. 2.7.

Tab. 3.4 Výstupní hodnoty (program Anthill)

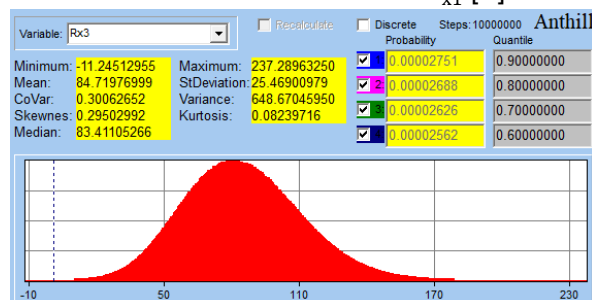
Název veličiny		Symbol	Min.	Aritmet. průměr	Median	Max.	Graf
Reakční síla [N]	Noha – X	R_{x1}	0	39.87	38.9	124.23	Graf 3.20
	Noha – Y	R_{y1}	91.42	196.53	196.47	305.43	Graf 3.21
	Hýždě – X	R_{x3}	-11.25	84.72	83.41	237.29	Graf 3.22
	Hýždě – Y	R_{y3}	305.73	651.42	651.19	1029.75	Graf 3.23
	Záda	R_4	28.09	86.33	85.6	172.56	Graf 3.24
	Hlava	R_5	7.55	43.15	42.46	105.24	Graf 3.25
Vnitřní normál. síla – styčnick [N]	Segment č. 1	N_1	73.37	154.2	154.15	262.3	Graf 3.26
	Segment č. 2	N_2	0	40.54	39.55	128.81	Graf 3.27
	Segment č. 3	N_3	172.65	365.61	365.54	566.69	Graf 3.28
	Segment č. 4	N_4	76.12	161.04	161.01	249.36	Graf 3.29
Vnitřní normál. síla – mimo styčnick [N]	Segment č. 1	$N_{1(z1)}$	96.12	200.55	200.53	317.72	Graf 3.30
		$N_{1(z2)}$	43.99	95.24	95.07	174.37	Graf 3.31
	Segment č. 2	$N_{2(z3)}$	-42.32	24.23	23.42	118.8	Graf 3.32
		$N_{2(z4)}$	0.58	62.17	61.02	167.26	Graf 3.33
	Segment č. 3	$N_{3(z7)}$	95.21	200.02	200	307.23	Graf 3.34
		$N_{3(z8)}$	250.11	531.26	531.12	827.75	Graf 3.35
	Segment č. 4	$N_{4(z5)}$	0	0	0	0	–
		$N_{4(z6)}$	91.71	194.04	194	300.84	Graf 3.36
Vnitřní posouv. síla [N]	Segment č. 1	$ T_{1(z1)} $	0	12.42	12.18	35.74	Graf 3.37
		$T_{1(z2)}$	0	15.8	15.5	45.49	Graf 3.38
	Segment č. 2	$ T_{2(z3)} $	44.21	92.53	95.52	141.3	Graf 3.39
		$T_{2(z4)}$	58.6	122.65	122.65	187.3	Graf 3.40
	Segment č. 3	$T_{3(z7)} = T_{3(z8)} $	16.56	60.28	59.59	129.27	Graf 3.41
	Segment č. 4	$T_{4(z5)}$	7.57	43.15	42.46	105.34	Graf 3.42
		$ T_{4(z6)} $	1.55	8.84	8.7	21.58	Graf 3.43
Max. vnitřní ohyb. moment [Nm]	Segment č. 1	M_{OMAX1}	0	3.57	3.46	12.57	Graf 3.44
	Segment č. 2	M_{OMAX2}	7.8	23.26	23.06	46.97	Graf 3.45
	Segment č. 3	M_{OMAX3}	3.01	13.02	12.77	34.98	Graf 3.46
	Segment č. 4	M_{OMAX4}	0.32	2.18	2.13	6.63	Graf 3.47



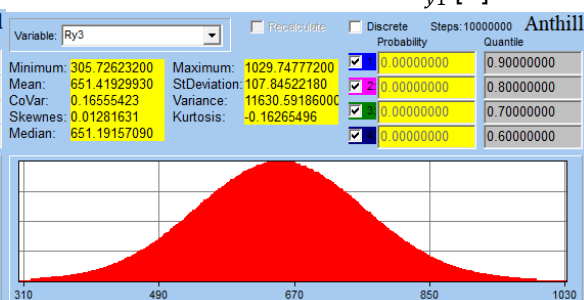
Graf 3.20 Reakce v noze R_{x1} [N]



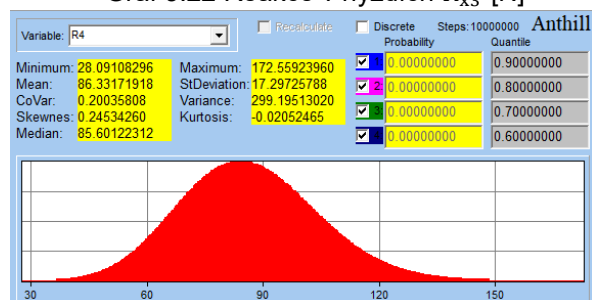
Graf 3.21 Reakce v noze R_{y1} [N]



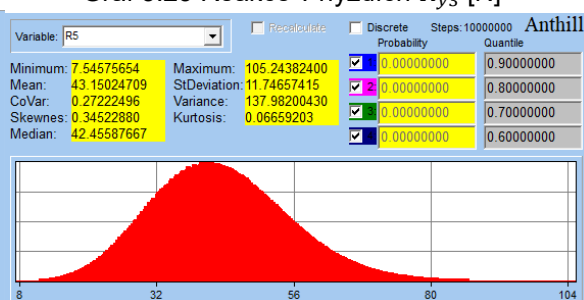
Graf 3.22 Reakce v hýždích R_{x3} [N]



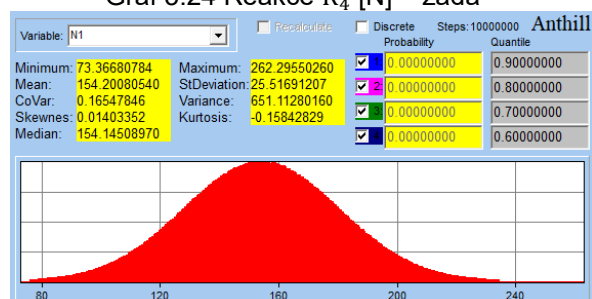
Graf 3.23 Reakce v hýždích R_{y3} [N]



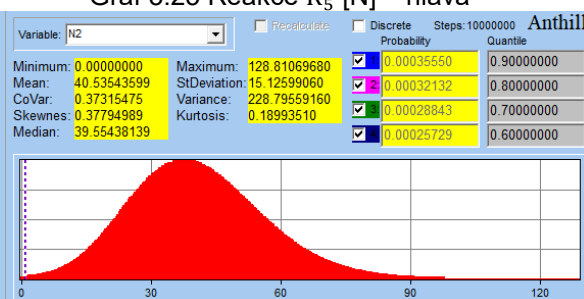
Graf 3.24 Reakce R_4 [N] – záda



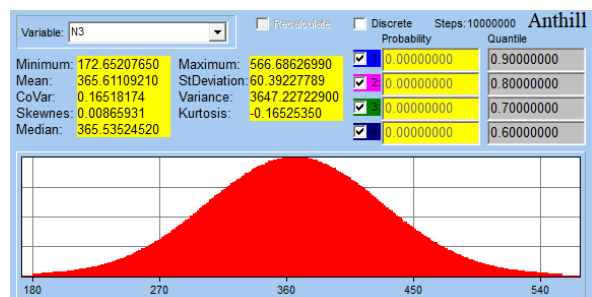
Graf 3.25 Reakce R_5 [N] – hlava



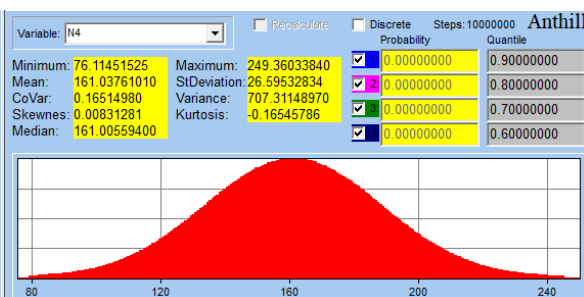
Graf 3.26 Normálová síla N_1 [N]



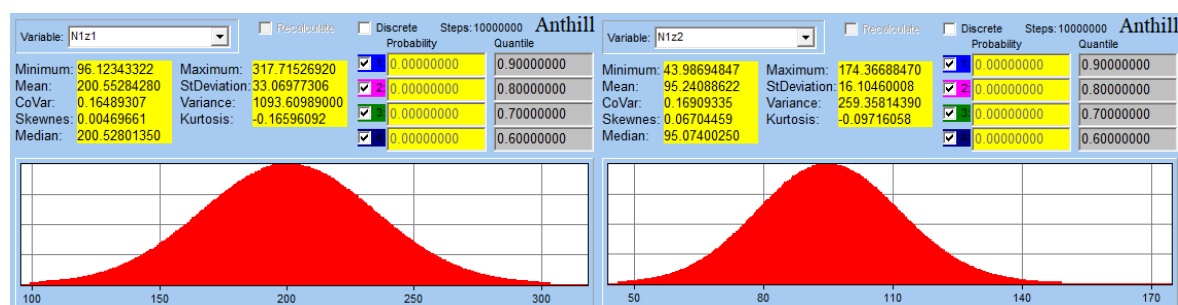
Graf 3.27 Normálová síla N_2 [N]



Graf 3.28 Normálová síla N_3 [N]

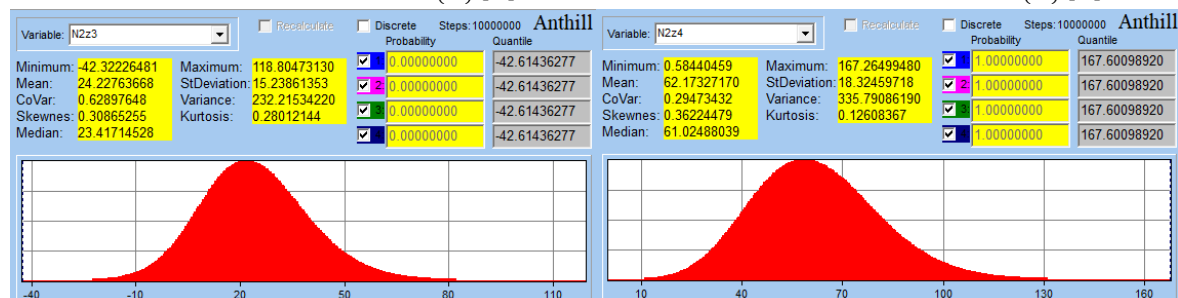


Graf 3.29 Normálová síla N_4 [N]



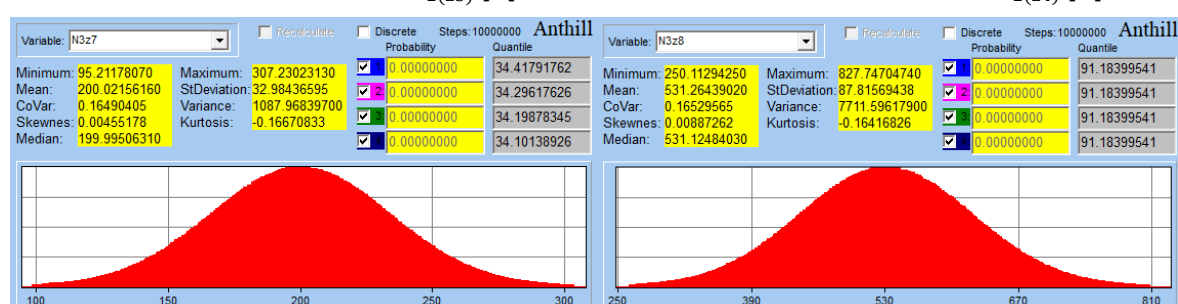
Graf 3.30 Normálová síla $N_{1(z1)}$ [N]

Graf 3.31 Normálová síla $N_{1(z2)}$ [N]



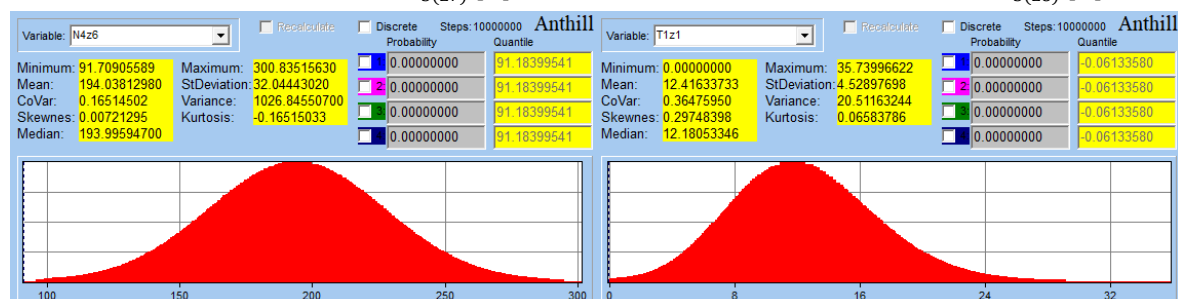
Graf 3.32 Normálová síla $N_{2(z3)}$ [N]

Graf 3.33 Normálová síla $N_{2(z4)}$ [N]



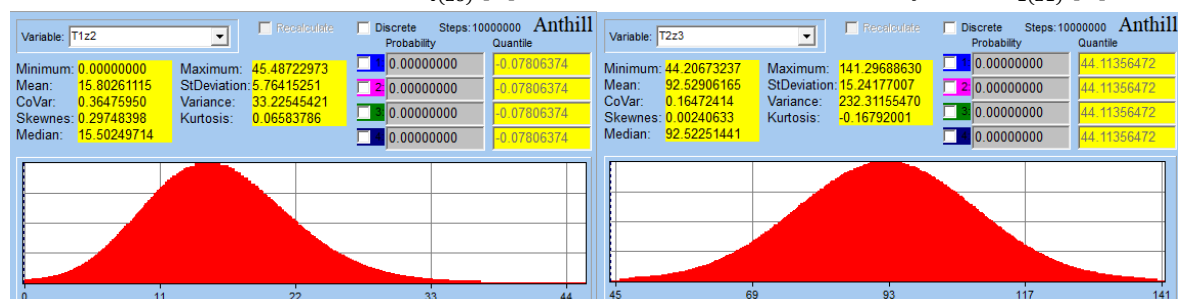
Graf 3.34 Normálová síla $N_{3(z7)}$ [N]

Graf 3.35 Normálová síla $N_{3(z8)}$ [N]



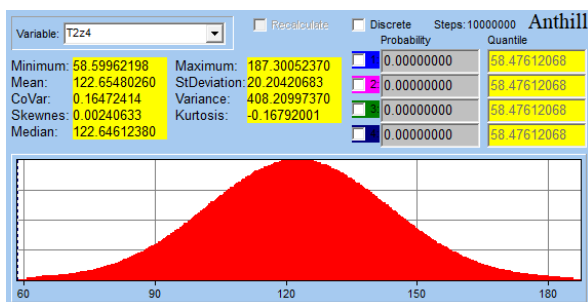
Graf 3.36 Normálová síla $N_{4(z6)}$ [N]

Graf 3.37 Posouvající síla $T_{1(z1)}$ [N]

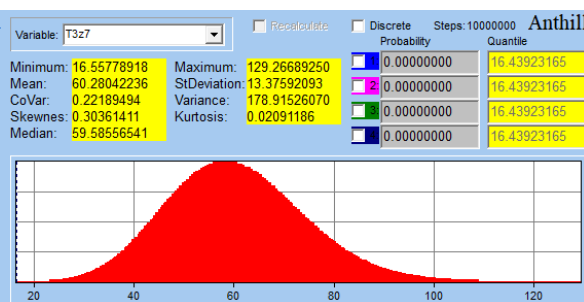


Graf 3.38 Posouvající síla $T_{1(z2)}$ [N]

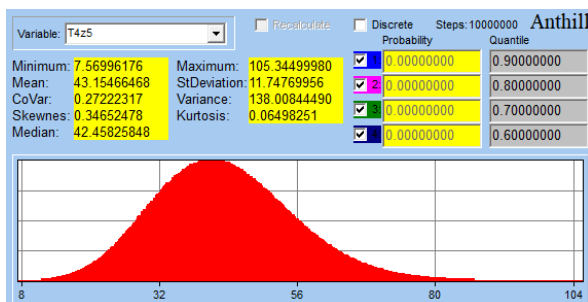
Graf 3.39 Posouvající síla $T_{2(z3)}$ [N]



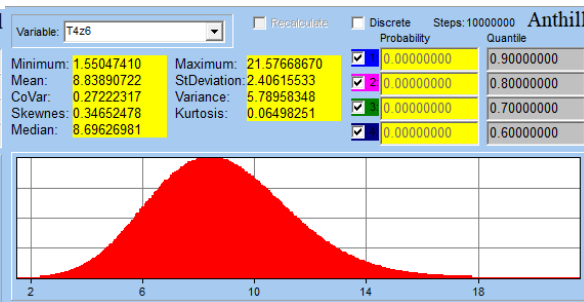
Graf 3.40 Posouvající síla $T_{2(z4)}$ [N]



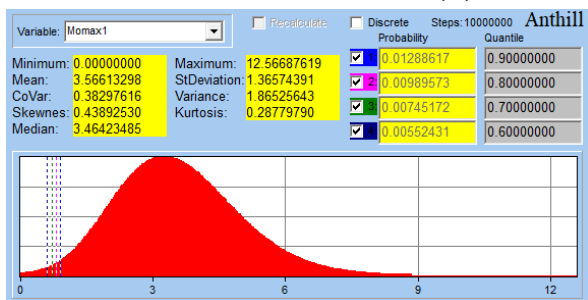
Graf 3.41 Posouvající síla $T_{3(z7)}$ [N]



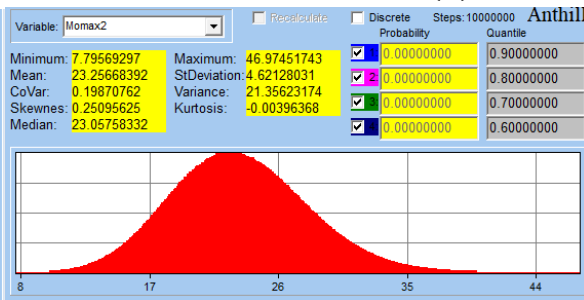
Graf 3.42 Posouvající síla $T_{4(z5)}$ [N]



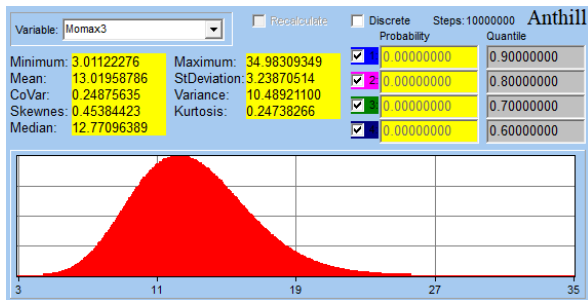
Graf 3.43 Posouvající síla $T_{4(z6)}$ [N]



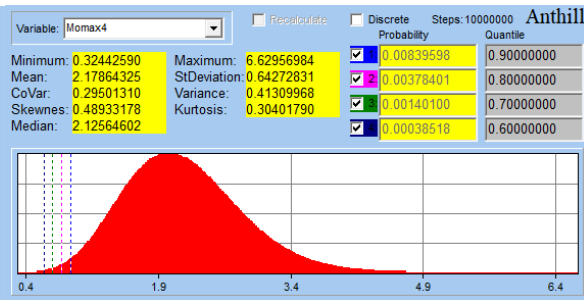
Graf 3.44 Max. ohyb. moment M_{OMAX1} [Nm]



Graf 3.45 Max. ohyb. moment M_{OMAX2} [Nm]



Graf 3.46 Max. ohyb. Moment M_{OMAX3} [Nm]



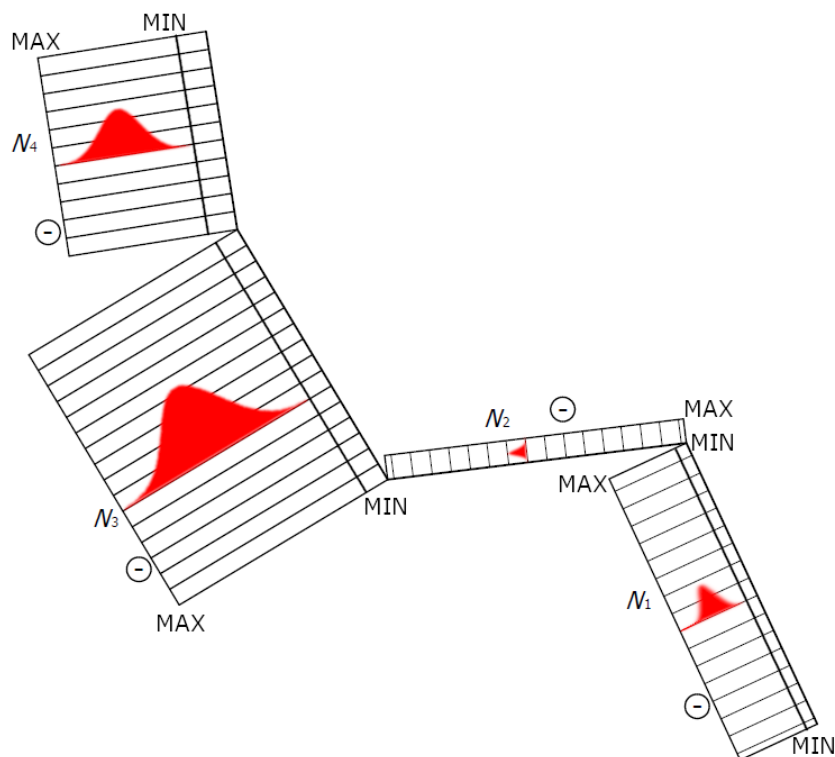
Graf 3.47 Max. ohyb. Moment M_{OMAX4} [Nm]

Pozn.: U určitých výstupních histogramů dochází k zešikmení/zešpičatění z důvodu kombinace matematických operací.

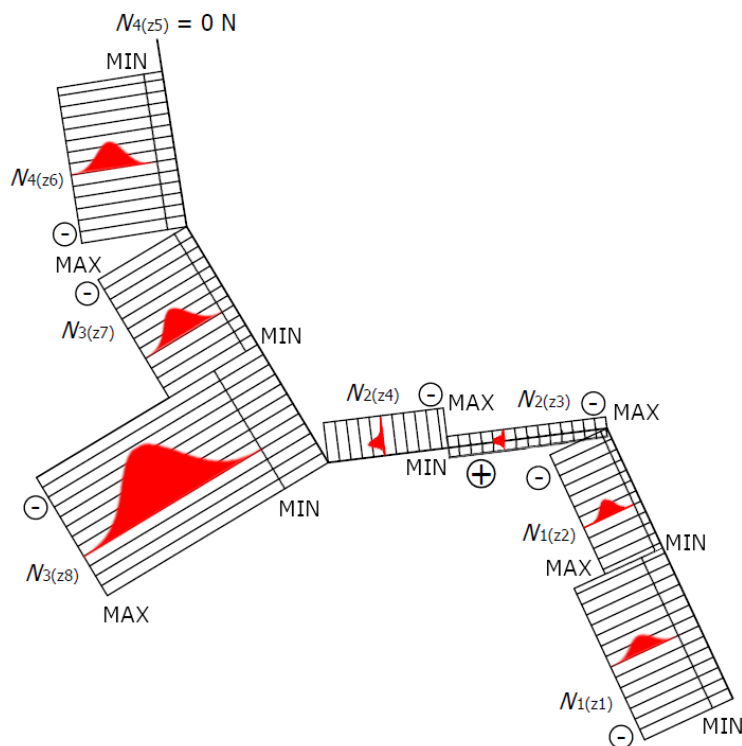
Záporná min. normálová síla $N_{2(z3)}$ znamená v tomto případě tah, protože tlakové síly jsou zde uvedeny kladně.

3.3 Průběh sil

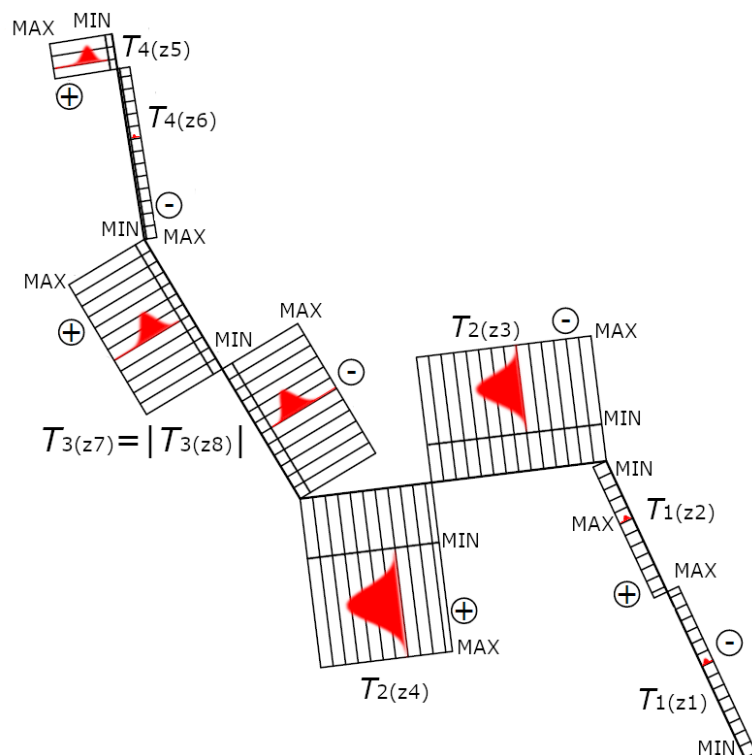
Pro názornost jsou výstupní histogramy vloženy do diagramů průběhu sil. Zde je možno vidět, jakých hodnot mohou dané síly a momenty nabývat.



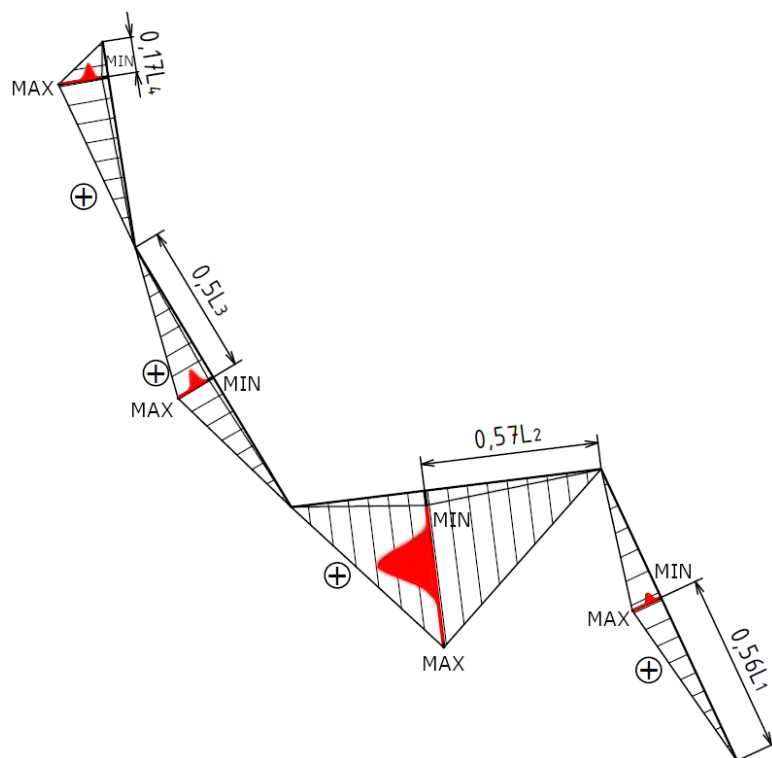
Obr. 3.3 Průběh normálových sil s histogramy – styčnickové zatížení (prutový model)



Obr. 3.4 Průběh normálových sil s histogramy – mimostyčnickové zatížení (nosníkový model)



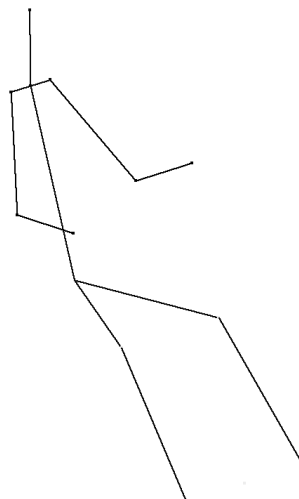
Obr. 3.5 Průběh posouvajících sil s histogramy (nosníkový model)



Obr. 3.6 Průběh ohybových momentů s histogramy (nosníkový model)

Použitý model je možno upravit pro dosažení lepších, reálnějších výsledků. Každá tato změna by měla výsledky zpřesnit, ale zároveň tím dojde ke zvýšení složitosti řešení. Tyto úpravy mohou být spojeny s aplikací:

- **Dynamické účinky** – Pohyb vstávání a sedání, jízda autem, havárie atd. jsou spojeny s dynamickými účinky, které je možno zahrnout např. jednoduše pomocí dynamického součinitele (navýšení statického zatížení) nebo použitím Lagrangeových rovnic (řešení soustavy diferenciálních rovnic).
- **2D křivočarý model** – Např. záda mají lordózy a kyfózy a také se částečně tvarují podle křesla, tím lze nahradit přímé nosníky křivými nosníky.
- **Více segmentů** – Rozdělení horních a spodních končetin, obecně všech částí těla, na více segmentů (např. spodní končetina – noha, bérce, stehno atp.).
- **3D jednoduchý/křivočarý model** – Obdoba 2D modelu, kde lze využít zátěžové nesymetrie (pohyb či poloha sedění člověka obecně nemají žádnou symetrii). Viz obr. 3.7.



Obrázek 3.7 Ukázka možného 3D modelu

- **Rozložení hmotnosti** – Hmotnost spojitě rozložena po délce segmentů. Tato rozložení by byla popsána funkcemi, které je možno určit výzkumem (např. CT aj.).

- **Využití vhodného softwaru** – Biomechanické modely na bázi tuhého tělesa – jednodušší, deformovatelné modely – složitější (např. komerční software PAM). Využití MKP či jiných numerických metod.
- **Využití experimentů** – pohyb či polohu sedícího člověka je možno vyšetřovat také měřeními (vyhodnocování obrazu, jiné různorodé snímače v sedadle atp.)
- **Lidská rozmanitost** – Rozlišit mužské a ženské pohlaví (stavba těla, výška, hmotnost, těhotenství atd.), věk (dítě či dospělý), zahrnutí antropometrických etnických rozdílů populace atp.
- **Poranění** – Zranění ovlivňující model člověka, např. amputace nohy, zlomeniny, ochrnutí aj.

Možné aplikace modelu sedícího člověka:

- Návrh křesel, sedaček např. v dopravních prostředcích, ve školách, doma atp.
- Výzkum poranění při dopravních nehodách.
- Zpřesnění antropometrie.
- Medicína, rehabilitace a fyzioterapie – Návrh např. chirurgických postupů, nástrojů, implantátů atd. Prevence nebo náprava poškozeného pohybového aparátu.
- Customizace sedadla či křesla dle potřeb zákazníka.

Závěr

Bakalářská práce je zaměřena na stochastické zatížení sedícího člověka.

Za využití znalostí segmentačního rozdělení lidského těla a znalostí prutových konstrukcí byl vytvořen jednoduchý čtyř segmentový rovinný model člověka. Nejdříve se uvažoval jednodušší případ, kdy se tíha segmentů rozložila do styčníků a vypočetly se reakční a vnitřní normálové síly styčnickovou metodou. Tento případ ale nerespektuje posouvající síly ani ohybové momenty, proto se vzaly v úvahy tíhové síly působící mimo styčníky (v těžištích) a z prutového modelu se tak přešlo na nosníkový model člověka. Nosníkový model vychází z prutového a zahrnuje všechny vnitřní statické účinky (VSU), čímž dává lepší výsledky.

Z deterministického výpočtu byly odvozeny vztahy pro reakční síly a VSU, které jsou základem pro stochastický (pravděpodobnostní) výpočet. Stochastický výpočet je proveden pomocí přímé metody Monte Carlo v programu Anthill, kde všechny vstupní hodnoty jsou dány histogramy s normálním ohraničeným rozdělením (histogramy jsou vytvořeny modifikací základního souboru histogramů normálního ohraničeného rozdělení) v programu Anthill.

Ve výsledcích (výstupních histogramech) lze pozorovat, v jakém rozmezí se dané veličiny pro většinu lidské populace pohybují, které jsou průměrné, mediánové atd. (kapitola 3.2). Z výsledků vyplývá, že největší zatížení působí v oblastech zad, které mohou být (a často jsou) problémovou částí těla. Ve stehnech působí největší posouvající síla a ohybový moment, ale protože došlo k sjednocení obou stehen do jednoho segmentu v rovinném modelu, jsou v jednotlivých stehnech tato zatížení menší.

Tato práce může najít uplatnění např. při navrhování sedadel v dopravních prostředcích nebo v medicíně, rehabilitacích a ergonomii. Dává představu o zatížení v lidském těle a jsou zde uvedeny možné úpravy a postupy pro budoucí řešení a pokračování v započaté práci, viz kapitola 4.

Aplikace pravděpodobnostních (stochastických) přístupů je zcela v souladu se současnými nejmodernějšími trendy vědy a techniky.

Použité zdroje

- [1] Aron. Population Genetics: How do Genes Move through Time and Space? [prezentace]. In: SlideServe.com [online]. [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.slideserve.com/aron/population-genetics>
- [2] *Biomechanika* [online]. [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/index.php>
- [3] FRYDRÝŠEK, Karel. *Biomechanika 1*. Ostrava, 2019. VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky. ISBN 978-80-248-4263-9.
- [4] HYNČÍK, Luděk. *Úvod do modelování v mechanice, přednáška č. 11 – Biomechanické modely člověka* [přednáška]. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd. In: *kme.zcu.cz* [online]. [cit. 2019-02-05]. Dostupné z: https://www.kme.zcu.cz/mhajzman/download/UMM09/UMM_11.pdf
- [5] Goossens, Richard. (1994). Biomechanics of body support : a study of load distribution, shear, decubitus risk and form of the spine. Investigational New Drugs - INVEST NEW DRUG. In: *researchgate.net* [online]. [cit 2018-11-11]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/254757794_Biomechanics_of_body_support_a_study_of_load_distribution_shear_decubitus_risk_and_form_of_the_spine
- [6] JANURA, Miroslav. *Biomechanika II*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2011. ISBN 978-80-7464-044-5.
- [7] KADLČÁK, Jaroslav a Jiří KYTÝR. 13.4. Mimostyčné zatížení. *Statika stavebních konstrukcí I*. 2. vyd. V Brně: VUTIUM, 2001. s. 246-248. ISBN 80-214-1877-x.
- [8] Kinematic Chains. *BEST Performance Group* [online]. [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: http://bestperformancegroup.com/?page_id=595
- [9] KRÍŽ, Rudolf a Pavel VÁVRA. *Strojírenská příručka: 24 oddílů v osmi svazcích*. 3. svazek, H – Mechanika tuhých těles, I – Pružnost a pevnost, J – Materiál a jeho zkoušení. Praha: Scientia, 1993. s. 22-24. ISBN 80-85827-23-9.
- [10] LAMORTE, Wayne. The Normal Distribution: A Probability Model for a Continuous Outcome. *The Role of Probability* [online]. Boston, 2016 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: http://sphweb.bumc.bu.edu/otlt/MPH-Modules/BS/BS704_Probability/BS704_Probability8.html
- [11] Loketní kloub. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2019-01-10]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub#/media/File:Gray331.png>
- [12] Lopatka. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2019-01-10]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Lopatka#/media/File:Gray204.gif>
- [13] Mature Man Sitting in Chair Suffering from Backache while Using Laptop. In: *Freepik.com* [online]. 2017 [cit. 2019-04-04]. Dostupné z:

- https://www.freepik.com/free-photo/mature-man-sitting-chair-suffering-from-backache-while-using-laptop_3688350.htm
- [14] MOUSAVI, Sadeq. Conquer. In: *Unsplash* [online]. Iran, 2018 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://unsplash.com/photos/fm6egE1yB7A>
- [15] MRÁZEK, Jiří a Martin BÍLEK. Vícečlenné kinematické řetězce: (šesti-, osmi-, desetičlenné-) [online]. Liberec [cit. 2019-05-02]. Dostupné z: http://www.kts.tul.cz/content/files/podklady/viceclenne_kinematicke_retezce.pdf
- [16] Ramenní kloub. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2019-01-10]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Rameno_\(anatomie\)/#/media/File:Gray327.png](https://cs.wikipedia.org/wiki/Rameno_(anatomie)/#/media/File:Gray327.png)
- [17] VAVERKA, František. *Základy biomechaniky pohybového systému člověka*. 2. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1997. ISBN 80-7067-727-9.
- [18] WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, c2009. ISBN 978-0-470-39818-0.
- [19] *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-210-5551-3.
- [20] Základy biomechaniky. *Univerzitná knižnica Prešovskej univerzity v Prešove* [online]. [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <https://www.pulib.sk/web/kniznica/elpub/dokument/Kokinda1/subor/1.pdf>
- [21] *Základy sportovní kineziologie* [online]. [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/index.html>
- [22] ZATSIORSKY, Vladimir, Alexander ARUIN a V. N. SELUJANOV. *Biomechanics of the Human Musculoskeletal System* [online]. Fizkultura i Sport, 1981 [cit. 2019-04-17]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/260908820_Biomechanics_of_the_Human_Musculoskeletal_System